



Maria João Dias Cardoso

Licenciatura

**Estudo dosimétrico para
implementação da técnica
radioterapêutica *Volumetric Modulated
Arc Therapy (VMAT)***

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Nuno Teixeira, Professor Doutor, ESTeSL
Co-orientador: Adelaide Jesus, Professora Doutora,
FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Orlando Teodoro
Arguente: Prof. Doutora Grisel Margarita Mora Paula
Vogal(ais): Prof. Doutor Nuno José Coelho Gomes Teixeira
Prof. Doutora Maria Adelaide de Almeida Pedro de Jesus



Setembro 2011

**Estudo Dosimétrico para implementação
da Técnica Radioterapêutica
*Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)***

© Copyright by Maria João Dias Cardoso, FCT/UNL

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa tem o direito, perpetuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer à Fundação Champalimaud e à MedicalConsult S,A a oportunidade que me foi concedida, desenvolvendo este trabalho. Obrigada pelo privilégio. Obrigada ainda pela integração na área da Radioterapia e pelos conhecimentos adquiridos no contacto com novas técnicas e equipamentos.

Um agradecimento especial ao meu orientador, Professor Doutor Nuno Teixeira, pela possibilidade de realizar este projecto. Obrigada pela disponibilidade, apoio e conhecimento dispendidos ao longo desta etapa. Agradeço também à minha co-orientadora, Professora Doutora Adelaide Jesus pela sua orientação, apoio e ajuda.

Ao Doutor Paulo Ferreira pelo incentivo e ajuda. Pelas perguntas sempre pertinentes. Pelos conhecimentos transmitidos. Obrigada.

À equipa do serviço de Radioterapia da Fundação Champalimaud gostaria de agradecer a ajuda, motivação, apoio e conhecimentos transmitidos. Em especial à Ana, à Dalila e ao Milton. Obrigada.

Aos meus pais. Obrigada por tudo.

Ao Pedro e à Cristina pelo apoio, incentivo e paciência. E à Catarina. Obrigada.

À minha sobrinha pelos momentos de brincadeira nas etapas mais desanimadoras.

Aos amigos com quem tive o privilégio de partilhar estes últimos anos. Obrigada.

Um enorme Obrigado a todos!

RESUMO

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) é uma técnica de radioterapia externa em arco que conjuga simultaneamente a modulação da intensidade do feixe conseguida com colimador multilâminas (MLC) dinâmico, com a variação da taxa de dose e da velocidade de rotação da gantry. Neste trabalho realizou-se um estudo para implementar esta técnica em modo clínico.

Analisou-se a estabilidade do *output* do AL e constatou-se que posicionando a gantry a 180° se obtinha a maior variação do *output* em relação ao *output* medido com a gantry a 0°. Variando as unidades de monitor (MU), o *output* teve uma variação média inferior a 0,14% em relação ao *output* medido com 100MU. A variação da taxa de dose não alterou o *output* mais que 0,11%, em relação ao *output* medido com 300MU/min. Obteve-se 1,58% para a transmissão das lâminas do MLC. Irradiaram-se semi-arcos (350°-10°) variando a taxa de dose e a simetria e homogeneidade dos perfis de dose obtidos, determinadas com base no protocolo *Elekta*, eram inferiores a 102% a 105%.

Os testes específicos para VMAT evidenciaram que dinamicamente as lâminas, gantry e diafragmas estão dentro das especificações para VMAT. A análise dos erros que ocorreram nos testes e das respectivas tolerâncias indicou que o seu desempenho dinâmico está dentro das especificações para VMAT. A velocidade das lâminas é superior a 2cm/s.

Utilizando o ArcCHECK® foi possível verificar que o AL consegue reproduzir planimetrias de VMAT tendo-se obtido resultados de análise gama (3%,3mm) superiores a 90%, evidenciando a correspondência entre o planeado no sistema de planimetria e o que o AL reproduz efectivamente. O ArcCHECK® mostrou-se mais funcional e prático que o Delta4®. A MatrixX com o MultiCube®, embora tenha por base uma comparação 2D, veio complementar a análise efectuada com o ArcCHECK®, garantindo que o AL consegue reproduzir planimetrias de VMAT.

Palavras Chave: Volumetric modulated arc therapy (VMAT), radioterapia, dosimetria, ArcCHECK, Delta4, MatrixX

ABSTRACT

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) is an external radiotherapy technique in arc that combines the modulation of beam intensity achieved with dynamic multileaf collimator (MLC), with the variation of dose rate and gantry rotation speed. In this work it was developed a study to implement this technique in clinical mode.

It was analyzed the stability of the LINAC output and was found that with the gantry at 180 ° it's possible to obtain the largest output variation in relation to output measured with the gantry at 0 °. Changing the monitor units, the output had an average variation less than 0.14%, compared to the output measured with 100MU. The variation of the dose rate did not change the output more than 0.11%, compared to the output measured with 300MU/min. To the MLC it was obtained a transmission of the leaves of 1.58%. Varying the dose rate during delivery of semi-arcs (350°-10°) the symmetry and flatness of profiles were less than 102% and 105%, calculation based on Elekta protocol.

The VMAT specific tests showed that dynamically diaphragms, gantry and leaves are within the specifications for VMAT. The error analysis of the diaphragm, gantry and leaves dynamic performances and their tolerances, indicated that it is within specifications for VMAT. The speed of the leaves is greater than 2 cm/s. Using ArcCHECK ® it was verified that the LINAC can delivery VMAT plans. The gamma analysis (3%, 3 mm) had results above 90%, showing the correspondence between the planned in TPS and what effectively was delivery by LINAC. The ArcCHECK® shown to be more functional and practical than Delta4®, in terms of daily needs required by this type of equipment. The MatrixX with MultiCube®, although based on a 2D comparison, complements the analysis with ArcCHECK ®, ensuring that the AL can delivery VMAT plans.

Keywords: Volumetric modulated arc therapy (VMAT), radiotherapy, dosimetry, ArcCHECK®, Delta4®, MatrixX®

ÍNDICE

Agradecimentos.....	III
Resumo.....	V
Abstract.....	VII
Índice	IX
Índice de tabelas.....	XIII
Índice de Figuras	XV
Lista de Siglas e Abreviaturas.....	XIX
Introdução	1
1. Capítulo I.....	5
1. Evolução tecnológica: da descoberta dos raios-X aos aceleradores lineares.....	5
1.1. Radioterapia convencional, IMRT, Arco dinâmico, VMAT.....	6
1.2. Objectivo da radioterapia	7
1.2.1. Planeamento em Radioterapia.....	8
1.2.2. Volumes em radioterapia.....	9
1.2.2.1. GTV, PTV, CTV, TV, IV e OR	9
1.2.3. Sistemas de Planimetria Computorizados (TPS).....	10
1.2.3.1. Avaliação da planimetria	11
1.2.3.2. Curvas de Isodose, Estatísticas de dose e HDV.....	12
2. Capítulo II.....	13
2. Aceleradores Lineares.....	13
2.1. Principais Componentes de um acelerador linear.....	13
2.2. Produção Feixe de electrões	14
2.3. Sistema de transporte do feixe	15
2.4. Principais sistemas de colimação	15
2.4.1. Colimação geral	16
2.4.2. Colimação precisa – MLC.....	18

2.5.	Parâmetros de caracterização dos feixes de radiação	19
2.5.1.	Parâmetros geométricos – SSD, SAD e Dimensão de Campo.....	20
2.5.2.	Distribuições da dose absorvida	20
2.5.2.1.	PDD	22
2.5.2.2.	Perfil.....	23
2.5.2.3.	Homogeneidade e Simetria.....	24
3.	Capítulo III.....	25
3.	Sistemas Dosimétricos	25
3.1.	Ionometria.....	26
3.1.1.	Condição Equilíbrio Médio de Partículas Carregadas	27
3.1.2.	Câmaras de Ionização	27
3.1.2.1.	Câmara de Ionização Cilíndrica	28
3.1.2.2.	Câmara de Ionização de Placas Paralelas	28
3.2.	Dosimetria Fotográfica	29
3.3.	Díodos	30
4.	Capítulo IV.....	33
4.	Materiais e Métodos	33
4.1.	Acelerador	33
4.2.	Equipamento Dosimétrico.....	35
4.2.1.	Câmaras de Ionização e Electrómetro	36
4.2.2.	MatrixX.....	37
4.2.2.	ArcCHECK®.....	37
4.2.3.	Delta 4®	38
4.3.	Fantomas	39
4.3.1.	Fantoma de Placas Água sólida.....	39
4.3.2.	MultiCube®.....	39
4.3.3.	Cirs.....	40
4.4.	Metodologia - Sequência para a implementação da técnica VMAT	40
4.5.	Aquisição de dados do feixe, introdução dados do AL no TPS e validação.....	42

4.6.	Testes de aceitação e validação prévios.....	43
4.6.1.	Homogeneidade e Simetria do Campo.....	44
4.6.2.	Estabilidade do Output do MLC.....	45
4.6.2.1.	Estabilidade em função da rotação da Gantry	46
4.6.2.2.	Estabilidade em função das Unidades Monitor.....	46
4.6.2.3.	Estabilidade em função da Taxa de Dose.....	47
4.6.3.	Determinação do factor de transmissão T do MLC.....	47
4.7.	Testes específicos para o VMAT.....	48
4.7.1.	Verificação do desempenho dinâmico do diafragma (<i>jaw</i>).....	48
4.7.2.	Verificação do desempenho dinâmico da Gantry.....	49
4.7.3.	Verificação dinâmica das lâminas do MLC.....	50
4.7.4.	Medição velocidade das lâminas.....	51
4.7.4.1.	Banco lâminas Y1.....	51
4.7.4.2.	Banco lâminas Y2.....	52
4.8.	ArcCheck® e Delta4®.....	52
4.8.1.	Testes de avaliação dos equipamentos	53
4.8.2.	Calibração e <i>Background</i> do ArcCheck.....	54
4.8.2.1.	Calibração Relativa.....	54
4.8.2.2.	Calibração Absoluta	56
4.8.3.	Calibração do Delta4	57
4.8.4.	Planos de IMRT e VMAT nas patologias <i>Prostata</i> e <i>Cabeça e Pescoço</i> para avaliação no ArcCHECK e Delta4.....	59
4.8.5.	Irradiação efectiva do Delta4 e do ArcCHECK com os planos calculados no AL ...	61
4.8.5.1.	Análise Gama	62
4.9.	ArcCheck® e MatrixX® & Multicube.....	62
5.	Capítulo V	65
5.	Resultados e Discussão.....	65
5.7.	Testes prévios necessários.....	65
5.7.1.	Homogeneidade e Simetria do Campo.....	65

5.7.2.	Estabilidade em função da rotação da Gantry	69
5.7.3.	Estabilidade em função das Unidades Monitor.....	70
5.7.4.	Estabilidade em função da Taxa de Dose.....	72
5.7.5.	Determinação do factor de transmissão T	73
5.8.	Testes específicos para VMAT.....	74
5.8.1.	Verificação do desempenho dinâmico do diafragma.....	74
5.8.2.	Verificação do desempenho dinâmico da Gantry	75
5.8.3.	Verificação dinâmica das lâminas do MLC	75
5.8.4.	Medição velocidade das lâminas: Banco lâminas Y1 e Y2	75
5.9.	Calibração do ArcCHECK e Delta 4.....	76
5.10.	Irradiação efectiva do ArcCHECK e Delta 4 no AL com as planimetrias calculadas 76	
5.11.	Irradiação efectiva do ArcCHECK® e da MatrixX com MultiCube® no AL com as planimetrias calculadas.....	83
6.	Capítulo VI.....	87
6.	Conclusões.....	87
6.7.	Perspectivas Futuras.....	90
	Bibliografia.....	93
	Anexo	97

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1: Equipamentos (modelos e nº série) para leitura do <i>output</i> do AL.....	36
Tabela 4.2: Principais características das CI CC13 e FC65.....	36
Tabela 4.3: Definições de Homogeneidade, Simetria e Penumbra pela Elekta. (Platform, 2010).....	44
Tabela 4.4: Cálculo das UM para o teste da verificação do desempenho dinâmico do diafragma. (Elekta, 2010).....	48
Tabela 4.5: Principais etapas da calibração do ArcCHECK®.	55
Tabela 4.6: Principais etapas da calibração do Delta4®.	58
Tabela 4.7: Condições das planimetrias elaboradas para testar sua a reprodutibilidade no AL.....	60
Tabela 4.8: Planimetrias elaboradas na TAC do CIRS para avaliar no ArcCHECK®.	60
Tabela 4.9: Planimetrias elaboradas na para avaliar no ArcCHECK® e na MatrixX Evolution com MultiCube®.	63
Tabela 5.1: Simetria e Homogeneidade obtidas com a gantry a 0° e durante a irradiação de pequenos arcos, variando a taxa de dose.....	65
Tabela 5.2: Estabilidade do output em função da rotação da gantry, para a energia de 10MV com um campo de 5cm x5cm.....	69
Tabela 5.3: Variação do <i>outup</i> com a rotação da gantry para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.	70
Tabela 5.4: Variação do output em função da variação das UM, para a energia de 10MV com um campo de 20cm x 20cm.	71
Tabela 5.5: Variação média do output em função das UM.....	72
Tabela 5.6: Variação do output em função da taxa de dose, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.	73
Tabela 5.7: Determinação da Transmissão do MLC com o Output medido nas condições A e B.	74
Tabela 5.8: Erros máximos obtidos na verificação do desempenho dinâmico dos diafragmas.....	74
Tabela 5.9: Velocidades das lâminas obtidas no teste de medição da velocidade das lâminas dos bancos Y1 e Y2.....	75
Tabela 5.10: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK e o calculado no TPS, para vários planeamentos, durante a fase inicial.	78

Tabela 5.11: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK® e o calculado no TPS, para várias planimetrias.	81
Tabela 5.12: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK ena MatrixX com MultiCube e o calculado no TPS, para várias planimetrias.....	83
6.1: Frequência e definição testes QA para VMAT	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Definição de volumes em Radioterapia (ICRU, 1993)	9
Figura 1.2: Esquema comparativo dos métodos de planeamento.....	11
Figura 2.1: Diagrama de blocos representativo de um Acelerador Linear Adaptado: (Podgorsak, 2005); (Greene & Williams, 1997) e (Clark).....	14
Figura 2.2: Principais componentes da cabeça de tratamentos num LINAC. Adaptado:(Khan, 2003).....	16
Figura 2.3: Representação da modificação dos contornos das curvas de isodoses obtidas na irradiação de um fantoma de água com feixe de fótons. (Smith, 2000)	17
Figura 2.4: Efeito filtro difusor (<i>scattering foil</i>) na distribuição dos electrões. (Adaptado: (Greene & Williams, 1997)	17
Figura 2.5: Efeito de um filtro (cunha) nas isodoses obtidas na irradiação com feixe de fótons.....	18
Figura 2.6: Principais parâmetros geométricos definidos num feixe que irradia um tumor. (Adaptado: (Jayaraman & Lanzl, 2004)	20
Figura 2.7: Curva PDD - Deposição de dose de um feixe de fótons num paciente. Adaptado: (Podgorsak, 2005)	21
Figura 2.8: Geometria para definição de PDD (Podgorsak, 2005)	22
Figura 2.9: Perfil de Campo, formação da Penumbra (P) e dimensão de campo. Adaptado: (Smith, 2000).....	23
Figura 3.1: Relação entre a tensão aplicada e a carga produzida num detector gasoso. Diferentes regiões de operação. Adaptado: (Podgorsak, 2005).....	26
Figura 4.1: Acelerador Linear <i>Elekta Synergy</i> instalado no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud (Lisboa).....	33
Figura 4.2: Principais componentes do AL <i>Elekta Synergy</i>	34
Figura 4.3:Câmara Ionização modelo FC65 da marca IBA dosimetry®.....	36
Figura 4.4: Câmara Ionização modelo CC13 da marca IBA dosimetry®.	36
Figura 4.5: Electrómetro modelo Dose-1 da marca IBA dosimetry®.....	37
Figura 4.6: MatrixX Evolution® da Iba Dosimetry®. (IBA Dosimetry, 2009).....	37
Figura 4.7:Matriz helicoidal de díodos do ArcCHECK. (SunNuclear, 2010)	38
Figura 4.8: ArcCHECK, SunNuclear utilizado neste trabalho.....	38

Figura 4.9: MultiCube e Conjunto MatrixX no Multicube, da Iba Dosimetry®. (IBA Dosimetry, 2009)	40
Figura 4.10: Diagrama representativo da sequência para implementação de VMAT.....	41
Figura 4.11: Setup com fantoma de placas para verificar a estabilidade do Output.....	46
Figura 4.12: Campo em forma de T para determinar a transmissão das lâminas do MLC...48	
Figura 4.13: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico dos diafragmas e respectiva tolerância. (Elekta, 2010).....	49
Figura 4.14: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico da gantry e respectiva tolerância. (Elekta, 2010)	50
Figura 4.15: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico das lâminas e respectiva tolerância. (Elekta, 2010).....	51
Figura 4.16: Exemplo da variação da posição das lâminas em função do tempo utilizado para determinar a velocidade das lâminas. (Elekta, 2010).....	52
Figura 4.17: Principais fases do <i>commissioning</i> de um novo sistema de dosimetria 3D.....	53
Figura 4.18: Setup para calibração do ArcCHECK®. (adaptado (SunNuclear, 2011)	57
Figura 4.19: ArcCHECK no AL Elekta Synergy.....	61
Figura 4.20: MatrixX no MultiCube no AL Elekta Synergy.....	62
Figura 4.21: Sensor de Angulação da MatrixX Evolution®.....	63
Figura 5.1: Variação da dose com a angulação da Gantry para a energia de 10MV com um campo de 5cm x5cm.	69
Figura 5.2: Variação do <i>outup</i> com a rotação da gantry para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.	70
Figura 5.3:Variação do output em função da variação das UM, para a energia de 10MV com um campo de 20cm x 20cm.	71
Figura 5.4: Variação do output em função da variação das UM, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.....	72
Figura 5.5: Variação do output em função da taxa de dose, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.	73
Figura 5.6: Resultado apresentado no software do ArcCHECK na comparação entre o medido com o ArcCHECK e a dose da planimetria VMAT H&N - 28-07-2011 TPS (248,6 cGy). Análise Gamma (3%,3mm): AD=96,9%.....	80
Figura 5.7: Resultado apresentado no software do ArcCHECK® na comparação entre o medido com o ArcCHECK e a dose da planimetria VMAT Prostate - 29-07-2011 TPS (248,6 cGy). Análise Gama (3%,3mm): AD=95,3%.....	82
Figura 5.8: Análise no software <i>Omnipro I'mRT</i> - comparação entre o medido com a MatrixX com MultiCube® e a planimetria do TPS para o caso <i>Mister Prostate</i>	84

Figura 5.9: Análise no software *SNCPatient* - comparação entre o medido com ArcCHECK® e a planimetria do TPS para o caso *Mister Prostate*. Análise Gama (3%,3mm): AD=96.6%.
.....84

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AL	Acelerador Linear
CPE	<i>Charged Particle Equilibrium</i>
CTV	Clinical Target Volume
CQ	Controlo da Qualidade
GTV	Gross Tumor Volume
Gy	Gray
HDV	Histograma Dose Volume
IMAT	Intensity Modulated Arc Therapy
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
ITP	Inverse Treatment Planning
IV	Irradiated Volume
MLC	Multileaf collimator
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
MU	Monitor Unit
MV	Megavoltage
PDD	Percentage depth dose
OAR	Organ at Risk
OD	Optical Density
PET	Positron emission tomography
PTV	Planning Target Volume
QA	Quality Assurance
RA	RapidArc
SAD	Source-Axis Distance
SSD	Source-Surface Distance
T	Factor de Transmissão
TAC	Tomografia Axial Computadorizada
TCP	Tumour Control Probability
TPS	Treatment Planning System
TV	Treated Volume
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy

INTRODUÇÃO

O cancro representa a segunda causa de morte em Portugal, como também na União Europeia, precedido apenas pelas doenças do aparelho circulatório. Actualmente existem diversas técnicas e metodologias de tratamento para as patologias do foro oncológico, sendo a Radioterapia Externa (RE) uma das mais requisitadas. É uma técnica que utiliza radiações ionizantes de forma controlada e precisa, produzidas usualmente num acelerador linear (AL) para administrar uma rigorosa dose no volume tumoral.

A inovação tecnológica presenciada no decorrer das últimas décadas trouxe mais rigor e precisão aos tratamentos efectuados em RE, uma vez que aliou o poder computacional a equipamentos mais avançados, permitindo assim o desenvolvimento de novas técnicas. O avanço dos sistemas de planimetria (*Treatment Planning System* -TPS) e dos colimadores multi-lâminas (*Multileaf collimator* - MLC) permitiu desenvolver a radioterapia de intensidade modulada (*Intensity Modulated Radiation Therapy* -IMRT), possibilitando assim, modelar a intensidade da fluência do feixe de radiação. Sempre com o intuito de aplicar rigorosamente a dose no volume alvo, poupando os tecidos saudáveis adjacentes, surgem as técnicas que adicionam a rotação da gantry à modulação da intensidade. Actualmente surgem técnicas de RE rotacionais que permitem a modulação da intensidade através de uma única rotação da gantry, e durante a qual o MLC se adapta, em cada instante, à forma do volume tumoral, efectuar tratamentos, que aliam rapidez ao rigor.

A instalação de uma nova técnica de radioterapia num (novo) AL envolve várias etapas até que seja possível o seu uso clínico. Engloba um conjunto de testes de aceitação e *commissioning* que garantem o estado operacional seguro do equipamento e que este se encontra apto para uso clínico.

O objectivo deste trabalho é efectuar um estudo extensivo para a implementação da técnica *VMAT* em modo clínico, no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud -Lisboa. *VMAT* é uma técnica de radioterapia externa em arco que conjuga a modulação da intensidade do feixe conseguida com MLCs dinâmicos (IMRT), com a variação da velocidade da gantry e taxa de dose durante a rotação da gantry. Para atingir este objectivo, pretende-se efectuar um conjunto de testes mecânicos e dosimétricos que visam garantir que os componentes do acelerador linear e as características do feixe de radiação

estão dentro das especificações necessárias para a aplicação da técnica VMAT, bem como avaliar se o AL efectivamente reproduz o planeado no TPS.

Após ter conhecimento das técnicas de RE, das características dos AL, da especificidade da técnica VMAT e dos vários equipamentos dosimétricos, foi necessário estabelecer e definir os testes a realizar, estruturando-os em três etapas distintas, contribuindo assim para a sistematização dos testes para a implementação da técnica VMAT. A etapa inicial englobou um conjunto de testes usuais na implementação de técnicas de radioterapia convencionais, que avaliaram a estabilidade do *output*, a simetria e homogeneidade dos perfis de dose obtidos durante pequenas rotações da gantry, a transmissão das lâminas do MLC e a precisão do posicionamento das lâminas do MLC. Concluída esta etapa, avançou-se para a realização de um conjunto de testes específicos para o VMAT que avaliam parâmetros mecânicos e dosimétricos, que asseguram e verificam o correcto funcionamento do acelerador e dos seus componentes especificamente para o VMAT. Os testes garantem a precisão do posicionamento das lâminas do MLC e do desempenho dinâmico da gantry e diafragmas. A última, mas não menos importante, etapa deste trabalho consistiu em avaliar um conjunto de planimetrias de VMAT, verificando se o AL consegue reproduzir as condições calculadas pelo TPS e se o tratamento é preciso em termos de dose absoluta administrada durante o tratamento. Para tal, recorreu-se a dois equipamentos, recentemente apresentados no mercado, para dosimetria 3D (ArcCHECK®, SunNuclear e Delta4®, ScandiDos) ideais e específicos para avaliar as planimetrias de técnicas de RE rotacionais e um equipamento 2D da IBA Dosimetry (MatrixX Evolution com MultiCube®). Utilizou-se o fantoma CIRS para simular o paciente e foram seguidos os passos convencionais de uma planimetria, desde a aquisição de Tomografia Axial Computorizada (TAC), prescrição do tratamento, delimitação dos volumes de interesse e elaboração e aprovação da planimetria. Concluídos e aprovadas as várias planimetrias, o ArcCHECK®, a MatrixX com MultiCube® e o Delta4® foram irradiados segundo essas mesmas planimetrias. Analisaram-se os resultados obtidos em termos de dose absoluta e relativa, comparando o planeado no TPS com o medido nos equipamentos para as várias planimetrias. Este QA (quality assurance) da planimetria permite analisar se é possível implementar a técnica VMAT em modo clínico e particularmente se a planimetria em questão é reprodutível no AL. Procurou-se ainda comparar os dois equipamentos dosimétricos, ArcCHECK® e Delta4®, analisando qual se evidencia mais específico, reprodutível e prático para utilização diária.

A presente dissertação está dividida em três partes. Na primeira parte, *Fundamentos Teóricos*, efectua-se uma abordagem às componentes teóricas do trabalho, apresentando os principais objectivos da radioterapia, as componentes de um AL, com

especial incidência no MLC, os parâmetros dos feixes de radiação, as principais técnicas dosimétricas referenciando ainda o controlo da qualidade num AL. A segunda parte, *Trabalho Experimental*, inicialmente é dedicada à apresentação dos materiais e equipamentos utilizados, seguidamente são apresentados, discutidos e analisados os resultados dos testes mecânicos e dosimétricos realizados e finaliza com a comparação dos equipamentos ArcCHECK® e Delta4® e avaliação de várias planimetrias no ArcCHECK® e na MatrixX com MultiCube®. Na última parte desta dissertação, *Conclusões e Perspectivas Futuras*, são apresentadas as principais conclusões deste trabalho e sugeridas algumas abordagens futuras de trabalho relacionadas com a técnica VMAT.

A contribuição particular para este trabalho pretende, após interiorização das técnicas de RE, dos equipamentos dosimétricos e da importância de assegurar a qualidade e precisão, quer dos equipamentos dosimétricos, quer dos componentes do AL, seleccionar e sistematizar um conjunto de testes que visam assegurar a implementação da técnica VMAT e garantir que é possível avançar para a sua prática clínica. A aprendizagem resultante da utilização dos novos equipamentos dosimétricos, em especial do ArcCHECK® e Delta4®, visa contribuir para uma sedimentação das etapas subjacentes ao QA necessário na técnica VMAT, permitindo assim que, neste trabalho, seja iniciada uma comparação entre os dois equipamentos deixando ainda definidas linhas gerais para continuar a comparação entre eles.

A.FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1. CAPÍTULO I

1. Evolução tecnológica: da descoberta dos raios-X aos aceleradores lineares

Os primeiros avanços na área da radioterapia são dados no final do século XIX, com as descobertas dos raios-X por *Wilhelm Roentgen* em 1895, da radioactividade por *Bequerel* em 1896 e do Rádio pelo casal *Curie* em 1898. Os primeiros tratamentos surgem logo após estas descobertas. Associados às primeiras tentativas de tratamento de tumores com a utilização de raios-X, em 1896, surgem os nomes de *Emil Grubbé* (Chicago), *Victor Despeignes* (França), *Léopold Freund* (Áustria). A utilização de fontes radioactivas para tratamentos terapêuticos foi iniciada, em 1900, com o uso do Rádio para braquiterapia superficial pelo *Dr. Danlos* (*Hospital Saint-Louis* - Paris).

A radioterapia começou a ser aplicada mais amplamente à medida que apareciam aparelhos com tensões de aceleração superiores, produzindo assim raios-X com energias mais elevadas. Em 1920 surgiu na Alemanha um aparelho que produzia raios-X com energias até 200kV e, em 1928, a Califórnia dispunha de um aparelho com tensão de 550KV. Nos Estados Unidos, o Laboratório *Kellogg*, em 1935, construiu um aparelho de radioterapia de 1MV, apesar da necessidade da presença de engenheiros para a sua utilização. Com a corrida à energia nuclear, na época da 2ª Guerra Mundial, surgem isótopos radioactivos produzidos artificialmente, como o Cobalto 60 e, em 1950, aparece a primeira unidade de cobalto para utilização clínica, em radioterapia. Popularizam-se unidades de telecobaltoterapia, capazes de gerar energias na ordem de 1MeV (raios gama com 1.17MeV e 1.33MeV) e tratar lesões a uma maior profundidade.

A procura de energias mais elevadas, que permitissem melhorar os tratamentos, leva à pesquisa de outras formas de aceleração de partículas, deixando de parte as máquinas convencionais de Raios-X que aceleravam as partículas através da diferença de potencial, potenciando energias de apenas 2 ou 3 MV. A aceleração de partículas através de um guia de ondas, inicialmente proposta em 1924, só após a 2ª Guerra Mundial foi aplicada concretamente em aceleradores de partículas. Foram apresentados dois aceleradores lineares, por dois grupos distintos, na década de 50, um instalado em Londres, no *Hammersmith Hospital*, com 8MeV de energia, e o outro surge nos Estados Unidos resultante de uma cooperação entre o MIT e a Universidade de *Stanford*. (Instituto de Radioterapia São Francisco) (Lopes, 2007)

O avanço tecnológico das últimas décadas trouxe inovações e optimizações na concepção dos equipamentos, desde a técnica de aceleração de electrões, passando pela modulação e colimação do feixe até aos sistemas de planimetria e algoritmos de cálculo. Todos estes avanços resultam da exigência de optimização das técnicas de radioterapia e visam sempre melhorar os resultados clínicos.

1.1. Radioterapia convencional, IMRT, Arco dinâmico, VMAT

A radioterapia é uma técnica que utiliza, de forma controlada e precisa, radiações ionizantes com fins terapêuticos. Visa essencialmente o tratamento oncológico, através da administração rigorosa de uma dose de radiação no volume tumoral (volume alvo), procurando erradicar as células tumorais e causar os menores danos possíveis nos tecidos sãos adjacentes.

A Radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT) surgiu com a introdução dos sistemas de planimetria, que trouxeram maior rapidez e eficiência aos cálculos das distribuições de dose, possibilitando o cálculo da dose para a configuração de campos desejada. Inicialmente recorria a blocos de uma liga metálica de alta densidade para colimar o feixe, que possibilitavam o bloqueio da radiação, protegendo assim alguns dos tecidos sãos adjacentes ao volume tumoral. A introdução dos MLCs (multi leaf collimator) para substituição dos blocos de protecção deu início a uma nova abordagem da 3D-CRT com modulação precisa do feixe de radiação e consequente melhoria em termos da dose administrada no volume alvo e protecção dos órgãos de risco.

A técnica de IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) permite obter distribuições de dose de intensidade modulada, possibilitando assim modular a fluência do feixe e obter distribuições de dose muito variadas e precisas. Actualmente são várias as metodologias disponíveis que permitem a realização de um tratamento em IMRT. Destaca-se a modulação da intensidade com MLC, a Tomoterapia e a Arcoterapia de Intensidade Modulada (IMAT).

A modulação da intensidade com recurso ao MLC pode ser efectuada em modo estático (SMLC) ou “step-and-shoot” e em modo dinâmico (DMLC) ou “sliding window”. O primeiro método subdivide o campo de tratamento, isto é, a área irradiada, e cada divisão de campo é criada pelo MLC. A modulação da fluência do feixe é conseguida controlando o número de divisões que resultam do campo de tratamento (segmentos) e a intensidade da radiação distribuída em cada divisão. Neste modo, durante o tratamento, o feixe de radiação é interrompido enquanto as lâminas do MLC adquirem a forma de cada divisão

de campo. Já no método em modo dinâmico a intensidade é modulada através do movimento das lâminas do MLC, durante a irradiação, onde a variação da posição e da velocidade das lâminas permite criar um perfil de fluência modulado.

A Tomoterapia tem por base a técnica de IMRT mas com recurso a um acelerador com um design diferente, semelhante a um aparelho de TC, que possui um micro colimador que apenas admite duas posições das lâminas: abertas ou fechadas. Envolve um conceito de tratamento “slice-by-slice” (às fatias) à medida que a gantry gira em torno do paciente. Uma nova abordagem desta técnica – Tomoterapia Helicoidal – alia o movimento da mesa de tratamentos simultaneamente à rotação da gantry.

A técnica IMAT recorre à utilização do MLC em modo dinâmico juntamente com a rotação da gantry para a criação de arcos dinâmicos, durante os quais é efectuada a distribuição de dose. É através da criação de vários arcos rotacionais durante os quais a forma do campo é definida pelo movimento das lâminas do MLC, que se obtém a modulação de intensidade desejada. Em cada arco podem ser definidos vários campos, com diferentes ponderações, de acordo com a velocidade de rotação da gantry.

O recente desenvolvimento das técnicas de tratamento rotacionais – RapidArc (RA) da *Varian*¹ e VMAT da *Elekta*² – desencadeou uma onda de interesse na técnica IMRT. Tanto o RA como VMAT são similares à IMAT, pois recorrem a um MLC que altera a forma do campo de tratamento dinamicamente enquanto a gantry roda à volta do paciente. A diferença significativa é que, ao contrário do que sucede na técnica IMAT, apenas é necessária uma única rotação da gantry, tornando o tratamento potencialmente mais rápido. (Bortfeld & Wedd, 2009)

O VMAT, recente e avançada tecnologia da *Elekta*, permite efectuar tratamentos de uma forma controla, precisa e rápida, com uma única rotação da gantry, durante a qual o MLC se adapta, em cada momento, à forma do PTV, proporcionado uma adequada distribuição 3D de dose. É conseguido através da alteração simultânea de três parâmetros durante o tratamento, a velocidade de rotação da gantry, a forma do campo tratamento através do coordenado movimento das lâminas do MLC e a taxa de deposição de dose. (Palma, Verbakel, Otto, & Senan, 2010)

1.2. Objectivo da radioterapia

Existem dois métodos distintos para aplicar uma dose rigorosa de radiação no volume tumoral previamente definido, originando uma classificação da radioterapia em Radioterapia Externa e Radioterapia Interna, ou Braquiterapia. Na Radioterapia Externa

¹ Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA.

² Elekta AB, Stockholm, Sweden.

são utilizadas fontes de radiação ionizante (X, gama, e-...) que são colocadas à distância (pequena) do paciente, isto é, do volume tumoral. Na Braquiterapia, são utilizadas fontes radioactivas (sementes iodo, ...) que podem estar na superfície do paciente ou no interior do mesmo, localizadas muito próximas do tumor.

A radiação ionizante, que possui energia necessária para ionizar átomos e moléculas, pode interagir de forma directa com o tecido biológico provocando danos no DNA ou, de forma indirecta, dando origem a radicais livres que irão interagir com o DNA danificando-o. Uma vez que o alvo crítico da radiação ionizante para a destruição celular é o DNA, e o maior dano que a radiação causa ocorre quando as células se encontram em divisão (mitose), então as células que possuem uma maior taxa de mitose são mais radiosensíveis, ou seja, são mais susceptíveis aos efeitos degenerativos provocados pela radiação. A radiação ionizante afecta, não apenas as células cancerígenas, como também as células saudáveis, mas o maior efeito destrutivo provocado pela radiação é obtido nas células cancerígenas pois estas dividem-se mais rapidamente do que as células sãs.

O facto de as respostas do tecido tumoral e do tecido normal à mesma dose de radiação não serem iguais permite que exista algum controlo tumoral, ou seja, dano no tecido tumoral e, simultaneamente, não seja efectuado um dano significativo no tecido normal.

1.2.1. Planeamento em Radioterapia

O planeamento do tratamento em radioterapia é de extrema importância, sendo nele delineadas todas as etapas do percurso do paciente. Numa fase inicial uma consulta multidisciplinar avalia o doente, o seu estado clínico, o estágio da sua patologia definindo o principal objectivo do tratamento, curativo ou paliativo. Escolhe ainda o tratamento mais indicado, cirurgia, radioterapia ou quimioterapia, ou a combinação de mais do que um tipo de tratamento, assim como a ordem a serem efectuados. Após definido o modelo de tratamento e quando se recorre à radioterapia externa, é determinado o sistema de imobilização do paciente e são adquiridas imagens anatómicas do paciente, recorrendo a uma tomografia computadorizada, a que pode ser complementada com ressonância magnética e PET-CT. Com recurso às imagens anatómicas adquiridas são delimitados os volumes alvo e órgãos de risco, por parte do médico radioterapeuta, definindo ainda dose a administrar (por fracção, por dia e total). Após da definição dos volumes a irradiar, é da responsabilidade do físico/radioterapeuta a definição da técnica de tratamento, bem como a determinação da melhor configuração de feixes que produz a distribuição de dose 3D pretendida, recorrendo aos sistemas de planimetria e efectuar uma avaliação do plano

obtido. Finalmente, é da responsabilidade do médico radioterapeuta a aprovação final do plano de tratamento, verificando sempre se a distribuição de dose obtida está de acordo com o prescrito e avaliando a dose recebida pelos órgãos de risco. (Rodrigues)

1.2.2. Volumes em radioterapia

Sendo o principal objectivo da radioterapia administrar uma dose de radiação no volume alvo, bem definido, limitando ao máximo a radiação nos tecidos sãos adjacentes, é importante uma correcta definição dos volumes de interesse e dos órgãos de risco para a realização do tratamento. De acordo com a localização do tumor, o médico oncologista define os volumes GTV (*Gross Tumor Volume*), CTV (*Clinical Target Volume*) e PTV (*Planning Target Volume*). Partindo da definição destes volumes e do plano de tratamento são ainda definidos os volumes TV (*Treated Volume*) e IV (*Irradiated Volume*). Os volumes são delimitados considerando os OAR (*Organ at Risk*), que devem ser devidamente identificados.

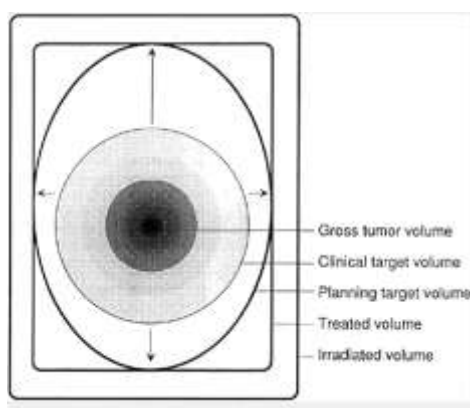


Figura 1.1: Definição de volumes em Radioterapia (ICRU, 1993)

1.2.2.1. GTV, PTV, CTV, TV, IV e OR

O menor volume considerado é o GTV que corresponde ao volume tumoral, isto é, à parte palpável e visível do tumor, onde existe a maior concentração de células cancerígenas. Pode ser observado e delimitado a partir dos diferentes exames de imagem médica, como ressonância magnética ou tomografia computadorizada, ou a partir de exames clínicos de diagnóstico (inspecção, palpação, endoscopia). Adicionando uma margem ao GTV, que englobe a difusão local do tumor, define-se um outro volume, o volume alvo clínico - CTV. Este volume deve ser adequadamente tratado de forma a atingir o objectivo do tratamento, curativo ou paliativo. Com o objectivo de garantir que todos os tecidos tumorais estão incluídos no CTV e que este volume recebe toda a dose prescrita, é

necessário definir um volume ligeiramente maior, o PTV que é dimensionado tendo em consideração as variações geométricas possíveis.

Uma vez que a dose não é administrada apenas e exclusivamente ao PTV, devido a várias limitações das técnicas de tratamento, surge um novo conceito de volume que engloba todos os tecidos que receberam alguma dose durante o tratamento, o volume tratado - TV. Este volume encontra-se dentro de uma superfície de isodose (linha em que todos os pontos possuem igual valor de dose) e recebe uma dose especificada, aquela que permite atingir os objectivos do tratamento. O volume tratado deve ser ajustado à forma e dimensão do PTV, normalmente é superior ao PTV mas nunca deverá ser inferior. Outro volume a considerar é o volume irradiado (IV) que corresponde a um volume de tecido que recebe uma dose considerada significativa em relação à tolerância dos tecidos normais. (ICRU, 1993)

Os órgãos de risco são tecidos normais (sãos), geralmente muito radiosensíveis, localizados na proximidade do volume tumoral, podendo influenciar o tratamento e a dose prescrita. Existem tabelas de limites de dose para os tecidos são e que são respeitadas na realização da planimetria. (ICRU, 1993)(Podgorsak, 2005)

1.2.3. Sistemas de Planimetria Computorizados (TPS)

Um Sistema de Planimetria Computorizado (*TPS - Treatment Planning System*) é uma ferramenta de extrema importância no processo de planeamento do tratamento em radioterapia. Consiste num conjunto de software e hardware que permite a introdução de dados relativos ao paciente, as suas definições anatómicas e delimitações de volumes, permite gerar a melhor configuração do feixe (ou feixes), calcular as distribuições de dose, efectuar uma avaliação do planeamento definido, em termos de dose e efeitos nos volumes definidos, bem como permite ainda a exportação de dados para outras unidades (acelerador linear, por exemplo) e saída de documentação. Actualmente todos os serviços de Radioterapia utilizam algum tipo de TPS, existindo desde os mais simples 2D aos mais complexos 3D baseados em simulações Monte Carlo. Os sistemas 3D-TPS permitem a simulação 3D dos feixes, considerações 3D do paciente e visualizações avançadas da anatomia do paciente. (IAEA, 2004)

Os TPS consideram duas abordagens distintas para determinar a distribuição de dose pretendida, uma o planeamento directo, utilizado normalmente para a 3D-CRT e outra o planeamento inverso, utilizado para o IMRT e VMAT. No planeamento directo o número e tipo de campos (angulações da gantry), a configuração das lâminas do MLC, os filtros a aplicar são definidos pelo responsável do planeamento e o sistema de

planeamento determina a distribuição tendo em consideração os campos definidos. A avaliação da distribuição obtida é efectuada e o melhor planeamento é alcançado pelo método tentativa-erro. Pelo contrário, no sistema inverso primeiro especifica-se o número e localização dos campos e são definidos os objectivos e as restrições, ou seja, a dose requerida, a dose máxima nos volumes alvo, os limites de dose nos órgãos e tecidos adjacentes. Depois, a configuração das lâminas do MLC e dos pesos dos campos são determinados pelo computador que executa a distribuição de dose e a respectiva optimização. (Carvalho, 2009) As principais características destes dois sistemas de planeamento estão resumidas esquema que se segue.

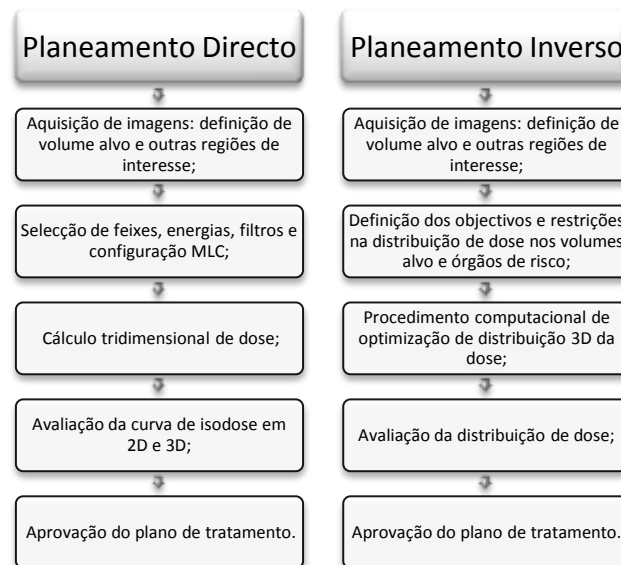


Figura 1.2: Esquema comparativo dos métodos de planeamento.

Os algoritmos de cálculo da dose são os principais componentes do software de um TPS. São responsáveis pela correcta representação da dose no paciente, podendo estar associadas aos cálculos do tempo de feixe ou das unidades monitor (MU). Devido à rápida evolução do poder computacional, os algoritmos de cálculo de dose são um processo em constante evolução, existindo actualmente vários algoritmos utilizados nos TPS. A abordagem geral destes algoritmos consiste em decompor e analisar o feixe de radiação em componentes primárias e de dispersão, permitindo assim incorporar na distribuição da dose mudanças na dispersão devido a mudanças na forma do feixe, a intensidade do feixe, a geometria do paciente e as heterogeneidades do tecido.

1.2.3.1. Avaliação da planimetria

A etapa final do planeamento do tratamento é a aprovação desse mesmo plano. É uma etapa fundamental que implica, por vezes, a decisão de admitir mais dose num órgão de risco para proteger outro ou para irradiar melhor o volume alvo. São ponderados todos

os riscos, tendo em consideração a radiosensibilidade dos diferentes tecidos. A avaliação é efectuada recorrendo-se normalmente à avaliação de curvas de isodose, estatísticas das doses e histogramas dose-volume (HDV). Alguns TPS permitem ainda a utilização de um modelo radiobiológico que permite estimar as probabilidades de controlo tumoral (TCPs) e as probabilidades de complicação no tecido normal (NTCPs), indicando assim a qualidade do plano de tratamento. (IAEA, 2004)

1.2.3.2. Curvas de Isodose, Estatísticas de dose e HDV

As curvas de isodose são linhas que unem pontos de igual dose. Permitem uma representação volumétrica ou planar da distribuição da dose mostrando facilmente o comportamento de um ou mais feixes. (Khan, 2003) As curvas de isodose podem representar a dose real, em Gray (Gy), no entanto, é mais comum uma representação normalizada para 100% num dado ponto. As normalizações usuais são a normalização no isocentro ou a normalização para 100% na profundidade de dose máxima no eixo central. Por vezes, quando um grande número de planos é utilizado para os cálculos são usuais representações nos planos sagital e coronal das curvas de isodose. Uma forma alternativa de representar as isodoses é mapeá-las em 3D, sobrepondo as isosuperfícies, constituindo assim uma representação 3D com os volumes alvo e outros órgãos. Esta representação, embora permita visualizar o volume alvo, não evidencia a distância entre as isosuperfícies e os volumes anatómicos nem dá informações quantitativas dos volumes. (Podgorsak, 2005)

As estatísticas das doses permitem efectuar uma avaliação quantitativa da dose recebida pelo volume alvo e estruturas críticas. Os parâmetros avaliados, para qualquer volume, são a dose máxima, mínima e média que recebem, e, para o volume alvo, a dose recebida em, pelo menos, 95% do volume, e o volume irradiado com, pelo menos, 95% da dose prescrita. Para os OR esta avaliação percentagem de dose em determinada percentagem de volume depende do órgão em questão e das tolerâncias aceites pelo médico. (Podgorsak, 2005)

Os histogramas dose volume resumem a informação contida nas distribuições 3D de dose e são ferramentas de extrema importância na avaliação quantitativa dos planos de tratamento. As curvas apresentadas num HDV representam a distribuição de dose no volume de um determinado órgão a tratar e a distribuição de dose nos órgãos de risco. Pode então verificar-se que o volume alvo se encontra correctamente coberto pela dose prescrita e que a irradiação dos órgãos de risco não ultrapassa as tolerâncias recomendadas internacionalmente.

2. CAPÍTULO II

2. Aceleradores Lineares

O acelerador linear é um equipamento que permite, através de mecanismos de aceleração e colimação, obter feixes direccionados de electrões ou de fotões de alta energia. É o equipamento mais comum na radioterapia externa e usualmente dispõe de duas ou três energias de fotões, utilizadas para tratamentos mais profundos, e várias energias de electrões utilizadas para irradiar volumes mais superficiais. É um equipamento isocêntrico pois permite a irradiação segundo várias direcções de incidência e os eixos centrais intersectam-se num mesmo ponto do espaço (isocentro), situado normalmente a 100 cm do foco do feixe.

Para além dos elaborados sistemas de produção, colimação e controlo da radiação, associado a um acelerador linear estão equipamentos para posicionamento do paciente e sistemas de localização e verificação dos campos a irradiar. O posicionamento do paciente é efectuado numa mesa de tratamento específica com o auxílio de um sistema de lasers. O sistema de verificação de campos é constituído por um sistema de detecção de radiação que permite, com auxílio de um sistema informático, verificar a conformidade entre os campos irradiados e os campos planeados. O sistema de verificação electrónico, normalmente localizado no braço do acelerador, permite adquirir imagens (imagem portal) na altura do tratamento e verificar a sua conformidade com as imagens do sistema de planimetria.(Rodrigues)(Carvalho, 2009)

2.1. Principais Componentes de um acelerador linear

O acelerador linear, com recurso a uma fonte de electrões e a microondas de frequência próxima dos 3GHz, gera feixes de electrões com energias cinéticas de 3 MeV até cerca de 25MeV. (Podgorsak, 2005)

As componentes básicas que constituem um acelerador, esquematizadas na figura 2.1, são a fonte de energia - modulador, a fonte de microondas, o sistema de ejeção de electrões, os guias de onda de aceleração, o sistema de magnetos e a cabeça de tratamento.

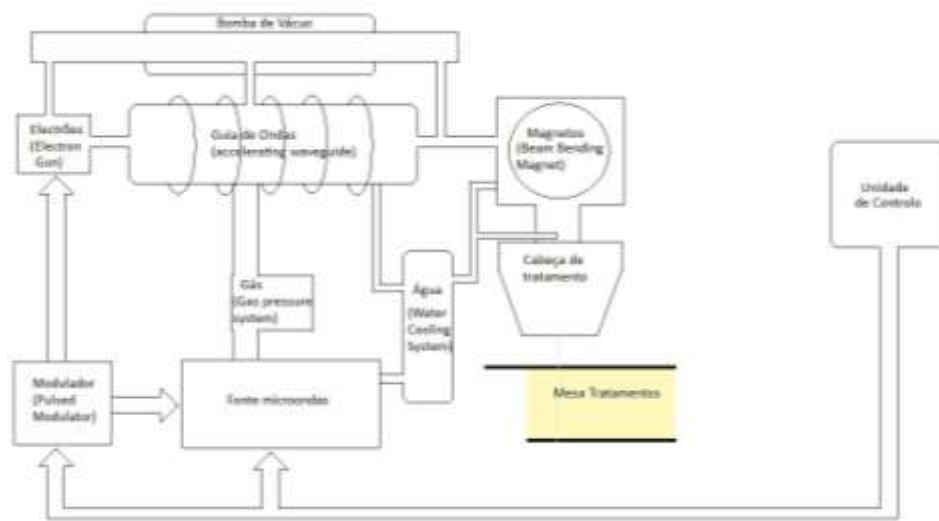


Figura 2.1: Diagrama de blocos representativo de um Acelerador Linear Adaptado: (Podgorsak, 2005); (Greene & Williams, 1997) e (Clark)

2.2. Produção Feixe de electrões

A fonte de energia-modulador (*pulsed modulator*) fornece pulsos de alta tensão à fonte de electrões (*electron gun*) e à fonte de microondas. A fonte de electrões, que consiste num cátodo aquecido a uma alta temperatura (aproximadamente 1100°C) e num ânodo, colocada num sistema de vácuo, produz electrões por emissão termoiónica e injecta um pulso de electrões nos guias de onda, onde são acelerados. Os guias de ondas têm como base a aceleração num tubo de ondas progressivas. O electrão é acelerado ao longo do tubo, da esquerda para a direita. É estabelecida uma diferença de potencial entre os vários eléctrodos ao longo do tubo e através da inversão momentânea do campo eléctrico os electrões são acelerados. A distância dos eléctrodos é aumentada progressivamente, uma vez que o electrão vai aumentando a sua velocidade, permitindo que, desta forma, não seja perdido o sincronismo na aceleração do electrão. A diferença de potencial necessária à aceleração dos electrões no guia de ondas é estabelecida pelos pulsos de microondas, gerados pela fonte de microondas, tipicamente a uma frequência de 3GHz. (Greene & Williams, 1997)

Os pulsos de microondas são gerados pela aplicação de pulsos de alta tensão, com cerca de 50kV, gerados pela fonte energia-modulador, à fonte de microondas, que usualmente é um Magnetrão ou então, em aceleradores de maior energia, é um Klystrão. O

Magnetron é usado geralmente para energias de electrões até 15MeV e o Klystron para energias superiores. (Smith, 2000)

2.3. Sistema de transporte do feixe

O sistema de transporte do feixe recorre a campos magnéticos para controlar o percurso e energia do feixe de electrões desde o guia de aceleração até à cabeça de tratamento. Engloba três etapas distintas - direccionar, focar e curvar o feixe de electrões. Ao entrarem e saírem do guia de ondas os electrões são direccionados de forma a localizarem-se o mais próximo possível do eixo. Isto é efectuado com dois (pares de) dipolos ortogonais de bobines de direcção (*steering coils*). As bobines localizadas à entrada do guia de ondas direccionam o electrão (feixe de electrões) para a correcta posição, imediatamente após deixar o canhão de electrões (*electron gun*), e as bobines localizadas à saída permitem guiar o feixe de electrões com precisão para o alvo de raios-X ou janela de electrões (*electron window*), no caso de uma cabeça de tratamento “*in line*”, ou para os sistemas de curvatura do feixe (*bending systems*), que serão abordados de seguida. Ao ser acelerado ao longo do guia de ondas, o feixe de electrões, sujeito à acção de forças, pode divergir a sua trajectória, essencialmente devido à repulsão electrão-electrão. Para minimizar este factor de divergência, existem as bobines de focagem (*focusing coils*), que não são mais do que um solenoide à volta do guia de ondas, que permitem que o feixe de electrões não divirja, mantendo assim uma menor área de secção recta. Após a aceleração do feixe de electrões, ele sofre uma mudança de direcção de forma a ficar no plano da mesa de tratamento, caso a cabeça de tratamento não seja “*in line*”. Existem várias formas de obter esta curvatura do feixe, que recaem essencialmente nos sistemas de rotação a 90°, e a 270°. Em ambos os sistemas, o feixe entra numa caixa de vácuo, localizada entre dois magnetos, e, devido à acção do campo magnético criado pelos magnetos, faz uma trajectória circular. (Greene & Williams, 1997)

2.4. Principais sistemas de colimação

Após o sistema de transporte do feixe de electrões, o feixe irá ser colimado, existindo várias componentes para o efeito na cabeça de tratamentos do acelerador linear. A figura seguinte apresenta os principais componentes presentes numa cabeça de um LINAC, adaptado para fotões A) e electrões B).

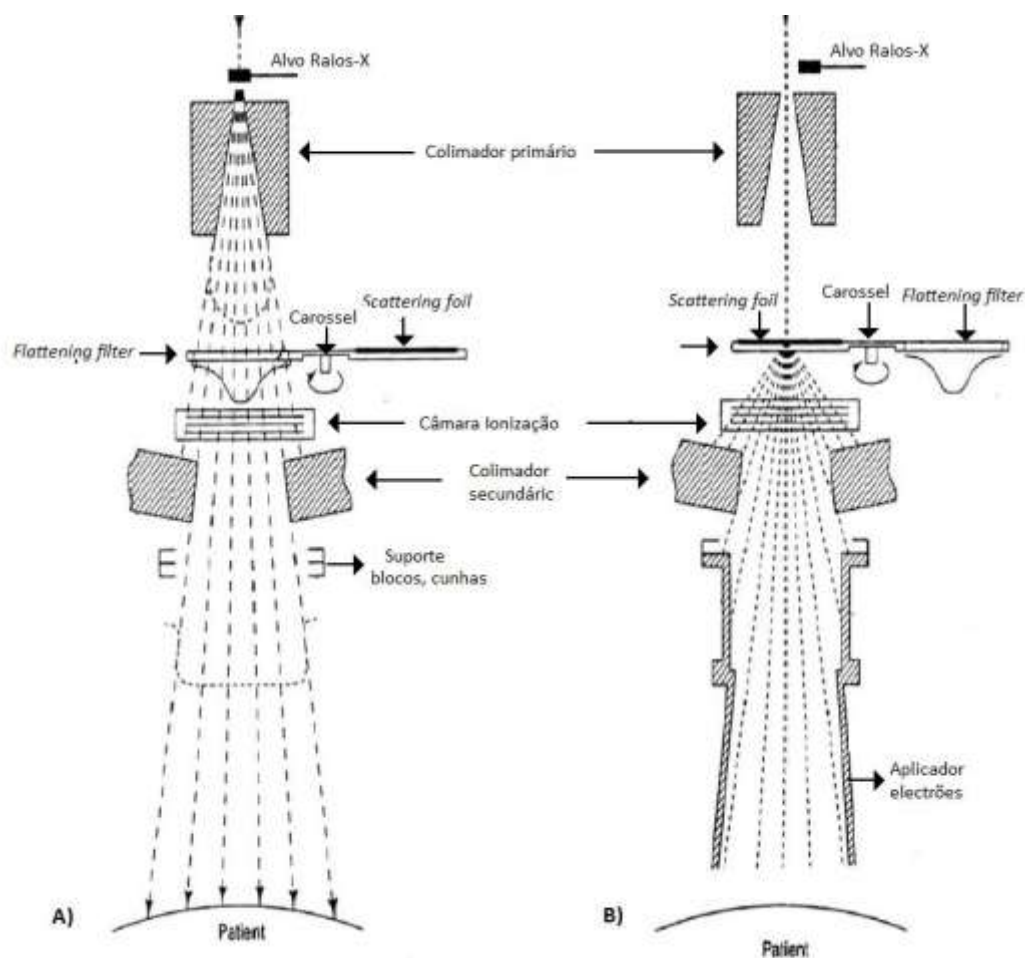


Figura 2.2: Principais componentes da cabeça de tratamentos num LINAC. Adaptado:(Khan, 2003)

A) para feixe de fótons com alvo e com filtro *flattening* no feixe;

B) para feixe de electrões e com filtro *scattering* no feixe

O feixe de electrões poderá ser utilizado para tratamentos directamente com electrões ou para tratamentos com fótons, sendo necessário, para o efeito, fazer colidir o feixe de electrões com um alvo de elevado número atómico e, devido ao efeito de *Bremsstrahlung*, são emitidos fótons (raios-X).

2.4.1. Colimação geral

O feixe de fótons, após atravessar o colimador primário, passa num filtro (*flattening filter*) que tem por objectivo deixá-lo mais uniforme, com uma distribuição de dose mais homogénea. (Smith, 2000)

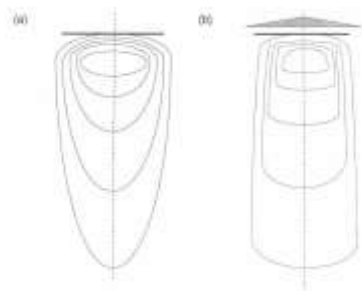


Figura 2.3: Representação da modificação dos contornos das curvas de isodoses obtidas na irradiação de um fantoma de água com feixe de fótons. (Smith, 2000)

a) sem filtro
b) com filtro *flattening*.

Para os tratamentos com electrões, o alvo é retirado da trajectória do feixe e é utilizado um filtro difusor (*scattering foil*), que permite obter um feixe de electrões mais uniforme e com maior secção útil.

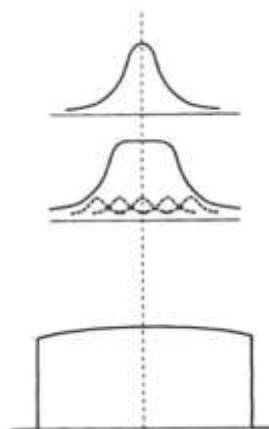


Figura 2.4: Efeito filtro difusor (*scattering foil*) na distribuição dos electrões. (Adaptado: (Greene & Williams, 1997))

De seguida, após atravessar um sistema de câmaras de ionização onde são monitorizadas a dose, a taxa de dose e a distribuição de dose no campo, o feixe é limitado por um segundo colimador que restringe o campo projectado para uma dimensão máxima, em geral, de 40cm x 40cm. O último sistema de colimação do feixe é o colimador multi-lâminas (MLC) que permite obter campos irregulares, mais próximos das formas dos volumes a tratar.

Para definir a forma e dimensão do campo são utilizados, no caso de feixe de electrões, diversos tipos de aplicadores, diminuindo ainda os efeitos de dispersão que se evidenciam neste tipo de partículas. No caso dos fótons, uma vez que têm maior poder de penetração, podem ainda ser utilizados blocos e cunhas que permitem adequar o campo à forma e intensidade desejada, que são colocados após o colimador secundário e MLC.

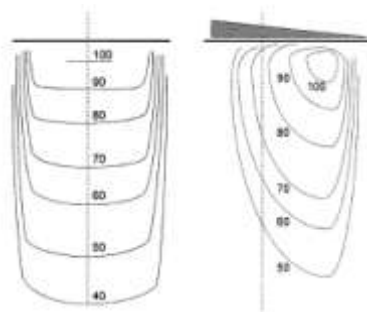


Figura 2.5: Efeito de um filtro (cunha) nas isodoses obtidas na irradiação com feixe de fótons.

(Smith, 2000)

Como a maioria dos aceleradores produz electrões e fótons com várias energias, então possuem um sistema móvel (Carrocel) que permite a colocação do alvo caso se pretenda obter fótons e a sua ausência para tratamentos com electrões, e que possibilita também a selecção do filtro *flattening* para cada energia de fótons, assim como selecção do filtro *scattering* para cada energia de electrões. (Khan, 2003)

2.4.2. Colimação precisa – MLC

Os colimadores multi-lâminas, cada vez mais presentes nas unidades de radioterapia, são responsáveis pelas recentes evoluções na radioterapia conformal tridimensional (3D-CRT). Para além de substituírem os blocos para conformação dos campos de radiação, os MLCs possibilitam a utilização de técnicas especiais de radioterapia baseadas essencialmente na modulação do feixe de tratamento, como a radioterapia de intensidade modulada (IMRT), arco dinâmico, VMAT. O MLC é um sistema adicional de colimação do acelerador que modifica a geometria (forma) do feixe. Constituído por um conjunto de lâminas, controladas por computador, e que se podem movimentar até uma posição pré-definida, o MLC permite bloquear a radiação em uma determinada região, criando feixes de intensidade modulada, adaptados às formas do volume alvo. Nos aceleradores Elekta é colocado antes dos diafragamas (*jaws*). Nos aceleradores Varian é considerado como uma colimação terciária, colocado depois dos sistemas tradicionais de colimação. Este facto torna-se vantajoso pois permite uma adaptação do MLC a unidades já existentes, bem como a continuação do acelerador em serviço através do uso de tradicionais blocos, caso se verifique uma falha no MLC. O facto de se localizar mais afastado da cabeça de tratamento implica que a dimensão do MLC seja maior, contudo são admitidas maiores tolerâncias no posicionamento das lâminas. (Galvin, 1999)

Um acelerador *Elekta* comporta os três principais componentes de colimação/modelação de um feixe de radiação. O MLC é um sistema de colimação primário, seguido pelas *backup jaws* (diafragma Y) que se movimentam na direcção das lâminas do MLC e pelas *lower jaws* que se movimentam numa direcção perpendicular à direcção das lâminas do MLC. As *backup jaws* têm 3 mm de espessura, pretendem minimizar a transmissão das lâminas e a sua transmissão deve ser determinada e inserida no TPS. As lâminas movimentam-se no eixo “x” e o movimento de cada lâmina é controlado independentemente. As bordas das lâminas são ligeiramente arredondadas e os lados das lâminas, de todo o MLC, possuem uma espécie de encaixe entre elas, designado por *Tongue and Groove*, que permite minimizar a radiação transmitida entre as lâminas adjacentes. Entre pares de lâminas opostas existe um *gap* de 5 mm e não ocorre interdigitação. (Liu, 2008)

Um sistema de colimador multi-lâminas é caracterizado pelo número de pares de lâminas que possui, pelo tamanho máximo de campo que permite obter, pela largura das lâminas projectada ao nível do isocentro, pela distância máxima que é alcançada pelas lâminas relativamente ao eixo central e pela transmissão do MLC. (LoSasso, Chui, & Ling, 1998) É importante considerar o MLC como um sofisticado dispositivo eléctrico-mecânico que necessita de um vasto conjunto de passos distintos para a sua introdução em modo clinicamente operacional. Requer um controle de qualidade rigoroso, começando com um conjunto de testes de aceitação e medidas de *commissioning*, avançando para a sua correcta caracterização no TPS e finalmente para uma rotina de controlo de qualidade com um conjunto de vários testes. Como principais fontes de erro na caracterização do MLC no TPS destaca-se:

- ✓ Modelação da terminação e das faces laterais das lâminas;
- ✓ Transmissão da *backup jaw*;
- ✓ Interacção da *backup jaw* e das extremidades lâminas MLC
- ✓ Interacção da *lower jaw* e do MLC na direcção perpendicular às lâminas;
- ✓ Transmissão das lâminas e entre as lâminas do MLC .(Liu, 2008)

2.5. Parâmetros de caracterização dos feixes de radiação

Os vários equipamentos de radioterapia permitem a produção de feixes de radiação de diferentes qualidades, isto é, diferentes tipos (fotões, electrões), energias e alcance/penetração. São definidas várias quantidades físicas para caracterização dos feixes de radiação, úteis em uso prático para cálculo específico das doses administradas

durante os tratamentos e para comparação dos diferentes tipos de feixes. De seguida são definidas algumas dessas quantidades físicas e relações entre elas.

2.5.1. Parâmetros geométricos – SSD, SAD e Dimensão de Campo

A correcta deposição da dose no paciente requer um correcto posicionamento deste em relação à fonte de radiação. A figura 2.6 esquematiza um feixe colimado que irradia um tumor e representa parâmetros geométricos que caracterizam a irradiação num tratamento.

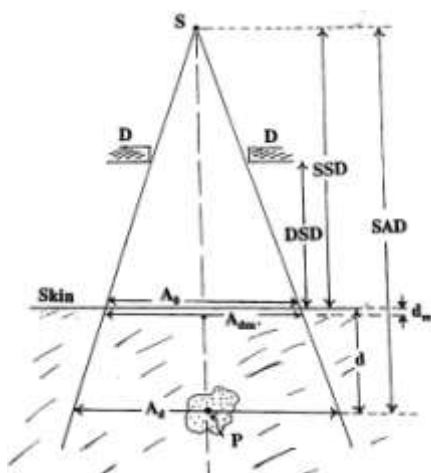


Figura 2.6: Principais parâmetros geométricos definidos num feixe que irradia um tumor. (Adaptado: (Jayaraman & Lanzl, 2004))

A Distância Fonte Superfície (DFS), também designada por SSD - *Source Skin Distance* (Jayaraman & Lanzl, 2004) ou *Source Surface Distance* (Smith, 2000) é a distância entre a fonte (foco) e a pele do paciente ou a superfície do fantoma. A Distância Fonte Eixo (SAD - *Source Axis Distance*) adiciona a profundidade do tratamento (d) à distância SSD.

A secção recta do feixe, designada por dimensão/tamanho de campo, pode especificar-se pela área A_d à profundidade d da superfície do paciente, como também pela área A_0 à superfície do paciente. (Jayaraman & Lanzl, 2004)

2.5.2. Distribuições da dose absorvida

Uma medição directa e precisa da distribuição de dose num tecido (paciente) é praticamente impossível. Apesar de esta medição ser possível no ar ou no vácuo, onde a fluência de partículas, de um feixe de fótons ou de electrões (embora num curto espaço pois facilmente interagem com o meio perdendo energia) é inversamente proporcional ao

quadrado da distância à fonte, a propagação de um feixe de fótons num paciente é afectada pela atenuação e dispersão do feixe no paciente, no ar e no colimador, dando origem a fótons dispersos e a electrões secundários (dispersão Compton).

A dose absorvida no paciente/fantoma varia com a profundidade, dependendo de factores como a energia do feixe ($h\nu$), o tamanho de campo (A), a distância da fonte (f), o sistema de colimação do feixe e a profundidade (d). Assim, devem ser considerados estes e outros parâmetros no cálculo de dose no paciente, uma vez que afectam a distribuição de dose em profundidade.

A distribuição de dose ao longo do eixo central (variação da dose com a profundidade) é caracterizada em relação à dose a uma dada profundidade de referência, geralmente a profundidade de dose máxima. A figura 2.6 representa uma distribuição típica da dose ao longo do eixo central – curva PDD (*Percentage depth dose*), destacando pontos e zonas importantes.

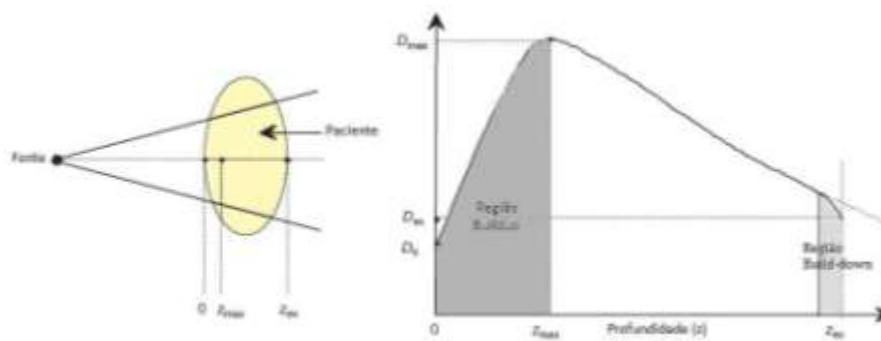


Figura 2.7: Curva PDD - Deposição de dose de um feixe de fótons num paciente. Adaptado: (Podgorsak, 2005)

O feixe de fótons entra no paciente (fantoma), deposita uma certa dose à superfície (D_s) e rapidamente, numa zona superficial, a dose aumenta e atinge um valor máximo (D_{max}) a uma dada profundidade (z_{max}). Seguidamente, à medida que a profundidade aumenta, a dose diminui quase exponencialmente, atingindo um valor (D_{ex}) no ponto de saída (z_{ex}). A dose superficial depende de factores como a energia do feixe e a dimensão de campo, contribuindo para o valor desta dose fótons dispersos (*scattered*) nos colimadores, filtros e ar; fótons retrodispersos (*backscattered*) no paciente bem como electrões de alta energia produzidos por interacções de fótons no ar. A região *build-up* é a região localizada entre a superfície e a profundidade onde a dose é máxima (z_{max}). O aumento da dose nesta região resulta essencialmente da deposição de energia no paciente por parte de energéticas partículas secundárias carregadas (electrões), que são produzidas nessa zona devido à interacção dos fótons no meio (efeito fotoeléctrico,

dispersão Compton, produção pares). A profundidade onde a dose é máxima (profundidade de equilíbrio electrónico) depende essencialmente da energia inicial do feixe e, após esta profundidade a dose diminui devido à atenuação dos fótons no paciente. A região *build-down*, localizada na saída do meio considerado, é caracterizada por um decréscimo significativo da dose absorvida. Este facto resulta essencialmente da diminuição (ausência) da contribuição da radiação retrodispersa para a dose absorvida devido à alteração do meio material. Quando o meio material existente para além da interface considerada possui menor densidade, o que se verifica na relação tecido biológico-ar, a radiação retrodispersa diminuiu e, conseqüentemente, a dose absorvida no meio considerado vai decrescer acentuadamente. (Podgorsak, 2005)(Khan, 2003) (Teixeira, 2002)

2.5.2.1. PDD

A Percentagem de Dose em Profundidade (*Percentage depth dose - PDD*) pode definir-se como a razão percentual entre a dose a determinada profundidade ($D_P(D_Q)$), dentro do meio, e a dose máxima (D_{max}) (profundidade de equilíbrio electrónico) e pode ser escrita como:

$$PDD(z, A, f, hv) = \frac{D_Q}{D_{max}} \times 100$$

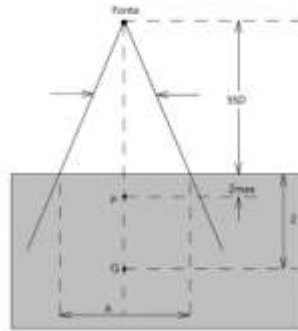


Figura 2.8: Geometria para definição de PDD (Podgorsak, 2005)

onde z é a profundidade no fantoma/paciente, A é a dimensão de campo, f é a SSD e hv a energia do feixe, factores de que depende a PDD, D_Q é a dose no ponto Q e D_{max} é a dose máxima. A figura 2.7 representa a geometria para a definição de PDD. O ponto Q é um ponto arbitrário à profundidade z e o ponto P é o ponto de referência onde a dose é máxima (D_{max}).

2.5.2.2. Perfil

Para além da caracterização da deposição da dose ao longo do eixo central, como descrito anteriormente para os PDDs, é importante verificar como se distribui a dose fora desse eixo. O Perfil é uma representação gráfica da distribuição da dose em função da distância ao eixo central do feixe, medida perpendicularmente ao eixo, a uma dada profundidade. Evidenciam-se três zonas distintas num perfil: a região central, a penumbra e a cauda. A região central representa a porção central do perfil e é afectada pela energia com que os electrões colidem com o alvo, pelo número atómico do alvo e forma e número atómico do filtro *flattening*. A penumbra depende dos colimadores que definem o feixe, da dimensão da fonte e do desequilíbrio electrónico lateral. A cauda é a região onde a dose é geralmente muito baixa e resulta essencialmente da radiação transmitida através do colimador. (Podgorsak, 2005) Normalmente a dimensão de campo é definida num perfil como a distância entre pontos com intensidade de 50%. (Smith, 2000)

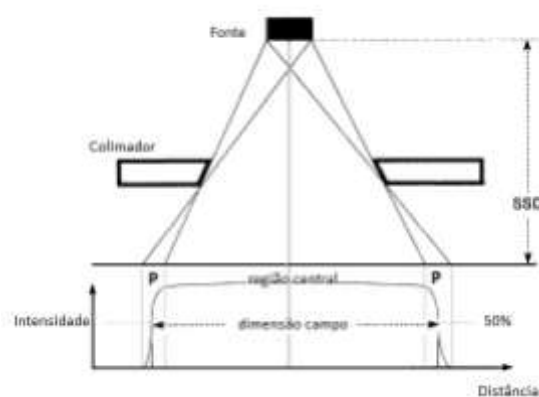


Figura 2.9: Perfil de Campo, formação da Penumbra (P) e dimensão de campo. Adaptado: (Smith, 2000)

A consistência de um perfil é uma importante característica para a precisão e reprodutibilidade da dose depositada em radioterapia, podendo avaliar a uniformidade/qualidade de um feixe através das suas características. Os parâmetros utilizados na avaliação da consistência de um perfil são a simetria, a homogeneidade (*flatness*) e a penumbra. Existem diversas definições e protocolos de avaliação destes parâmetros, segundo as referências internacionais mas também segundo as marcas dos aceleradores.

2.5.2.3. Homogeneidade e Simetria

A homogeneidade (H) avalia se existem flutuações na região central do perfil e é definida com base nos pontos de dose máxima (D_{max}) e mínimas (D_{min}) existentes na região central, representada por 80% da largura do perfil:

$$H = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100\%$$

O valor de H deve ser inferior a 3% quando medido num fantoma de água, a SSD de 100cm e a 10 cm profundidade, para a maior dimensão de campo disponível, normalmente 40x40 cm². (Podgorsak, 2005)

A simetria (S) é usualmente determinada a uma profundidade máxima e verifica se num perfil os valores da dose de dois pontos equidistantes do eixo central não diferem mais que 2%. (Podgorsak, 2005)

Uma definição equivalente para a simetria é o desvio entre a dose medida do “lado esquerdo” e a dose medida do “lado direito” de num perfil, obtida a 80% da FWHM. (Nath, et al., 1994)

3. CAPÍTULO III

3. Sistemas Dosimétricos

As radiações ionizantes por si só não podem ser medidas directamente. A detecção da radiação é realizada pelo resultado produzido da interacção da radiação com um meio sensível (detector). Dosimetria das radiações ou simplesmente dosimetria refere-se à medição da dose absorvida ou taxa de dose resultante da interacção da radiação ionizante com a matéria. Refere-se à determinação através de medidas ou cálculos de quantidades radiologicamente relevantes como exposição, kerma, fluência, dose absorvida. Estas medições são efectuadas com equipamentos dosimétricos calibrados de acordo com protocolos estabelecidos internacionalmente, por exemplo pela *Internacional Agency of Atomic Energy* - IAEA. Os instrumentos de medida são denominados dosímetros e são constituídos por um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos num valor relacionado com uma grandeza de medição dessa radiação. A leitura efectuada é uma medida da dose absorvida depositada no seu volume sensível pela radiação ionizante. Estão normalmente associados a um sistema de leitura, sendo o conjunto designado sistema dosimétrico.

Uma vez que em radioterapia é necessário determinar, da forma mais exacta possível, a dose absorvida na água, e a sua distribuição espacial, assim como calcular a dose num volume/órgão de interesse do paciente, é necessário que o sistema de dosimetria possua características como grande exactidão, precisão, linearidade, dependência com a dose e a taxa de dose, dependência energética, dependência direccional e resolução espacial. (Podgorsak, 2005)

São vários os tipos de dosímetros utilizados em radioterapia, de materiais e formas diferentes, entre eles, as câmaras de ionização, *arrays* de detectores, díodos, dosímetros termoluminescentes (TDLs), dosímetros estado-sólido (detector diamante), dosímetros químicos, películas fotográficas e a selecção do tipo de dosímetro deve ter em conta as suas características específicas (resolução) e as medições que se pretendem efectuar,

avaliando o tipo de aplicação, o tamanho de campo e o tempo necessário para concluir a recolha de dados. (Das, et al., 2008)

3.1. Ionometria

Ao longo do percurso de interacção de uma partícula carregada com um gás ocorrem processos de ionização e excitação das moléculas que constituem esse gás. Quando não é aplicado nenhum campo eléctrico a esse gás, os iões criados vão-se recombinar, produzindo mais uma vez espécies neutras. No entanto, na presença de um campo eléctrico, os iões positivos e electrões livres produzidos começam a movimentar-se em direcção à zona onde o potencial é oposto à sua carga. Na presença de um ânodo e de um cátodo, os iões positivos são atraídos para o cátodo e os electrões para o ânodo, produzindo-se assim corrente. É neste processo de colecção de cargas que se baseiam os detectores gasosos de radiação. À medida que o potencial eléctrico é aumentado, o número de pares de iões produzidos aumenta, permitindo distinguir diferentes tipos de resposta (Figura 3.1) e, desta forma, definem-se regiões de funcionamento de diferentes tipos de detectores gasosos: câmaras de ionização, contadores proporcionais e tubos de Geiger-Müller.

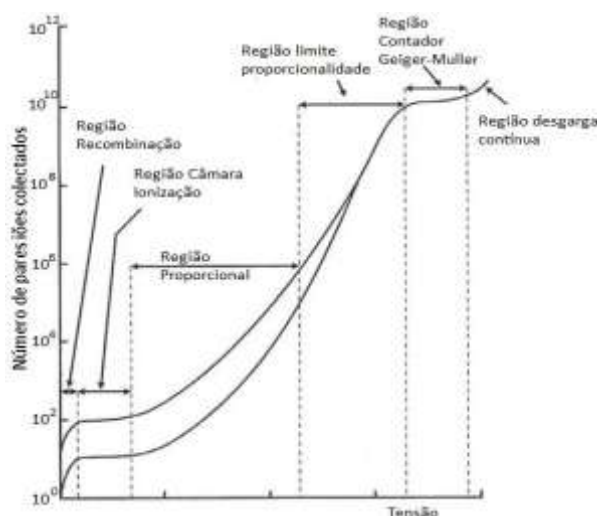


Figura 3.1: Relação entre a tensão aplicada e a carga produzida num detector gasoso. Diferentes regiões de operação. Adaptado: (Podgorsak, 2005)

As câmaras de ionização operam na segunda região, onde a carga eléctrica permanece constante apesar do potencial eléctrico continuar a ser aumentado. Nesta região a recombinação é nula, toda a ionização produzida é colectada sem que haja multiplicação da carga eléctrica. O número de iões, de qualquer sinal, colectados é proporcional à energia depositada pela partícula carregada no volume do detector. (Podgorsak, 2005)

Um sistema de dosimetria ionométrico para radioterapia deve possuir:

- ✓ Uma ou mais câmaras de ionização, que incluem a instalação eléctrica e vários cabos, destinados a diferentes fins (p.e. diferentes qualidades de radiação);
- ✓ Um sistema de medição (electrómetro), muitas vezes calibrado em termos de carga ou corrente, por divisão de escala;
- ✓ Um ou mais fantasmas de água;
- ✓ O sistema de dosimetria deve incluir um ou mais dispositivos de verificação da estabilidade. (IAEA, 2000)

3.1.1. Condição Equilíbrio Médio de Partículas Carregadas

A condição de equilíbrio médio de partículas carregadas, em inglês *Charged Particle Equilibrium (CPE)*, admite que os electrões estão em equilíbrio, isto é, que o número electrões que saem de um certo volume com uma dada energia é estatisticamente igual ao número de electrões com a mesma energia que entram nesse volume ou então que a energia transferida dos fotões para os electrões é depositada no ponto de origem dos electrões, ou seja, os electrões não transportam qualquer energia, sendo esta absorvida no ponto de origem dos electrões. Esta definição implica que o espectro de energia seja constante ao longo do volume considerado. Para que a condição CPE se verifique num dado volume é necessário que não se verifique atenuação do campo de radiação ao longo do volume, que o meio possua uma densidade e composição atómica homogénea, o volume não deve ser muito pequeno para não possuir significantes flutuações estatísticas na fluência e também não devem existir campos eléctricos ou magnéticos que causem uma mudança de fluência de energia ao longo do volume. (Smith, 2000)

As câmaras de ionização satisfazem, juntamente com a exigência de um instrumento prático de medição, a necessidade de manter o equilíbrio de partículas carregadas no volume sensível em que é medida a exposição.

3.1.2. Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização são dos instrumentos metrológicos mais antigos e o seu princípio de funcionamento baseia-se na medição através da ionização de um gás. São instrumentos simples, práticos, de custo relativamente baixo e precisos para medições de exposição e dose absorvida e, por isso, são dos equipamentos mais utilizados em radioterapia. A sua utilização está associada a um aparelho de medição, o electrómetro. Existem vários tipos de câmaras de ionização, variando na forma, dimensão, constituição, mas em geral, possuem propriedades semelhantes. As câmaras de ionização são

constituídas por um eléctrodo central, o ânodo, e pela parede da câmara que é revestida por um material condutor, o cátodo. O espaço delimitado pela parede da câmara constitui o volume sensível do detector e não é mais do que uma cavidade preenchida por um gás, ou uma mistura de gases, a uma pressão relativamente baixa. É estabelecida uma diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo, de forma a separar os pares de iões produzidos pelos processos de ionização e excitação das moléculas que constituem o gás, criando um fluxo de iões que produz uma corrente eléctrica extremamente baixa, na ordem de 10^{-9} A ou menos. (Podgorsak, 2005) É esta corrente que é medida por um electrómetro. A espessura da parede da câmara de ionização é um factor importante que pode influenciar a medição em causa. Não deve ser muito espessa pois atenua o fluxo de fotões que chega à cavidade de ar e, desta forma, a dose medida é inferior ao real. No entanto, deve ser espessa o suficiente para garantir que todos os electrões secundários que atravessam a cavidade de ar surgem apenas no material da parede e não na cavidade de ar em si. Na prática, quando a câmara de ionização é utilizada para medições com feixes de energias elevadas é colocado uma capa (*build-up cap*) em volta do cátodo, com o objectivo de manter a condição CPE. (Smith, 2000) As câmaras de ionização podem ser ou não seladas. Nas câmaras não seladas o ar no seu interior é o mesmo do ambiente e, por isso, é necessário efectuar uma correcção das leituras obtidas para a densidade do ar, aplicando um factor de correcção dos valores de pressão e temperatura ambientais.

3.1.2.1. Câmara de Ionização Cilíndrica

Existem diversos tipos de câmaras de ionização cilíndricas, produzidas por vários tipos de fabricantes, com volumes activos a variar entre 0.1 e 1cm³. Normalmente possuem um diâmetro interno inferior a 7 mm e um comprimento interno igual ou inferior a 25 cm. (IAEA, 2000) O eléctrodo central é de alumínio, com 21 cm de comprimento e 1 cm de espessura, e a parede externa de material de baixo numero atómico (equivalente ao ar ou tecido) com uma densidade menor que 0.1g/cm². (Podgorsak, 2005)

3.1.2.2. Câmara de Ionização de Placas Paralelas

Uma câmara de ionização de placas paralelas é constituída, tal como o nome indica, por duas placas planas, paralelas entre si, delimitando o volume activo da câmara. Uma das placas constitui o eléctrodo de polarização e a outra placa o eléctrodo colector. Estas câmaras são utilizadas essencialmente para a dosimetria de feixes de electrões e com energias inferiores a 10MeV a sua utilização é obrigatória. Para feixes de fotões a sua utilização é adequada em dosimetria em termos de dose absoluta. São ainda usadas em

raios-X de baixa energia. Uma das principais vantagens da utilização destas câmaras é a minimização dos efeitos de dispersão (*scattering*). (IAEA, 2000)

3.2. Dosimetria Fotográfica

A dosimetria fotográfica é um importante método dosimétrico utilizado em radioterapia. As películas radiográficas podem ser utilizadas como detector de radiação, dosímetro relativo, dispositivo de exposição e meio de arquivo de informação.

As películas possuem uma base (resina de polietileno) que serve de suporte à emulsão fotográfica. Esta base deve ser flexível, semi-rígida, homogénea, deve transmitir o máximo de luz possível e é a camada mais espessa da película (0.2 a 0.4mm). Pode ser revestida apenas numa superfície, ou em ambas, por uma camada de emulsão, distribuída uniformemente, que consiste numa suspensão de cristais de brometo de prata (AgBr) num meio coloidal. Existe uma fina camada entre a base e a emulsão, camada subjacente ou substrato, que assegura que a emulsão adere uniformemente à base, mantendo-as unidas durante a utilização e revelação do filme.

A exposição da película à radiação ionizante ou partículas carregadas provoca a ionização do AgBr e são libertados electrões que posteriormente irão atrair os iões de prata, neutralizando-os e formando átomos de prata. Formam-se, desta forma, agregados de prata metálica, a imagem latente na película. Para que a imagem se torne visível, um enegrecimento na película, é necessário um processo designado revelação. O nível de enegrecimento de uma dada área da película depende da quantidade de agregados de prata depositados e, conseqüentemente, da quantidade de radiação incidente que é absorvida nessa área. (Pinto, 2006) O enegrecimento do filme é avaliado através da densidade óptica (DO), definida como:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$$

onde I_0 é a intensidade da luz incidente perpendicularmente à película e I intensidade da luz transmitida.

A DO das películas fotográficas depende das condições de aquisição, do processo de revelação, bem como da leitura da película. Também se verifica que existe uma dependência da profundidade a que é efectuada a medição com a película, pois, em diferentes profundidades, onde a dose não é a mesma, podem-se obter valores de DO semelhantes. Contudo, são apresentadas diversas vantagens na utilização das películas radiográficas, como a elevada resolução espacial e versatilidade, sendo possível adquirir informação bidimensional com uma única irradiação. (Pinto, 2006)

Este tipo de dosimetria é mais usual para medições qualitativas e relativas, embora com uma adequada calibração e manipulação (utilização e análise) também possa ser utilizada para medições quantitativas de dose. É utilizado principalmente em testes de verificação e aceitação, no controlo de qualidade de equipamentos, nas distribuições de dose e na verificação de técnicas de tratamento em diversos fantasmas. (Podgorsak, 2005)

3.3. Díodos

Os materiais semi-condutores podem ser usados como base para detectar radiação, uma vez que a radiação induz mudanças na sua condutividade eléctrica. O silício e o germânio são dois dos mais importantes semicondutores usados nos dispositivos electrónicos. Um semi-condutor é uma substância que possuiu, em simultâneo, características condutoras e isolantes da corrente eléctrica. Os materiais semi-condutores podem ser “dopados” com um excesso de cargas negativas – material tipo n, ou de cargas positivas “holes”- material tipo p. Um díodo é uma junção destes tipos de materiais semi-condutores. É formada uma camada “*depletion layer*” na interface destes dois semi-condutores com o excesso de electrões e lacunas. O díodo tem como característica mais importante permitir que a corrente circule apenas num sentido. Quando está polarizado directamente, isto é, quando uma tensão é aplicada de forma a que o terminal positivo esteja ligado na junção p, o díodo conduz e permite circular a corrente. Se está polarizado inversamente, isto é, quando uma tensão é aplicada de forma a que o terminal negativo esteja ligado na junção p, não permite circular corrente. A base de um detector semicondutor é análoga aos detectores de ionização. Quando partículas carregadas (radiação ionizante) atravessam a “*depletion layer*”, são produzidos pares electrões-lacunas que induzem uma corrente na junção p-n. Esta junção funciona como uma câmara de ionização com um volume sensível correspondendo à “*depletion layer*”. (Jayaraman & Lanzl, 2004) A vantagem de um semicondutor, está na energia média necessária para criar um par electrão-lacuna que é cerca de 10 vezes menor do que a energia para criar um par electrão-ião. Assim, a quantidade de ionização produzida para uma dada energia é uma ordem de magnitude maior, resultando numa maior resolução em energia.

Os díodos, mais sensíveis e menores que as câmaras de ionização, devem ser usados como dosímetros relativos e não para calibração, uma vez que a sua sensibilidade altera-se ao longo da sua exposição à radiação. Uma vez que a sua sensibilidade depende da sua exposição à radiação, estes devem ser calibrados periodicamente.

São frequentemente usados para medições de doses em profundidade em feixes de electrões, em sistemas de dosimetria *in-vivo* e para medições em fantasmas, por exemplo de

campos pequenos usados em radiocirurgia estereotáxica ou em zonas de alto gradiente de dose. (Podgorsak, 2005) Os díodos apresentam dependência (direccional) angular sendo importante avaliar esta dependência em equipamentos dosimétricos constituídos por díodos.

B. TRABALHO EXPERIMENTAL

4. CAPÍTULO IV

4. Materiais e Métodos

Este trabalho tem como objectivo efectuar um conjunto de testes que visem garantir a implementação em modo clínico da técnica VMAT, no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud (Lisboa). De seguida, apresenta-se o conjunto de materiais e equipamentos utilizados bem com a metodologia abordada.

4.1. Acelerador

O Acelerador Linear que permitiu a realização deste trabalho é um *Elekta Synergy* que produz feixes de fótons de 6, 10 e 15 MV e de electrões de 4, 6, 9, 12, 15 e 18 MeV. Na figura 4.1 estão esquematizadas as principais componentes deste AL.



Figura 4.1: Acelerador Linear *Elekta Synergy* instalado no serviço de radioterapia da Fundação Champalimaud (Lisboa).

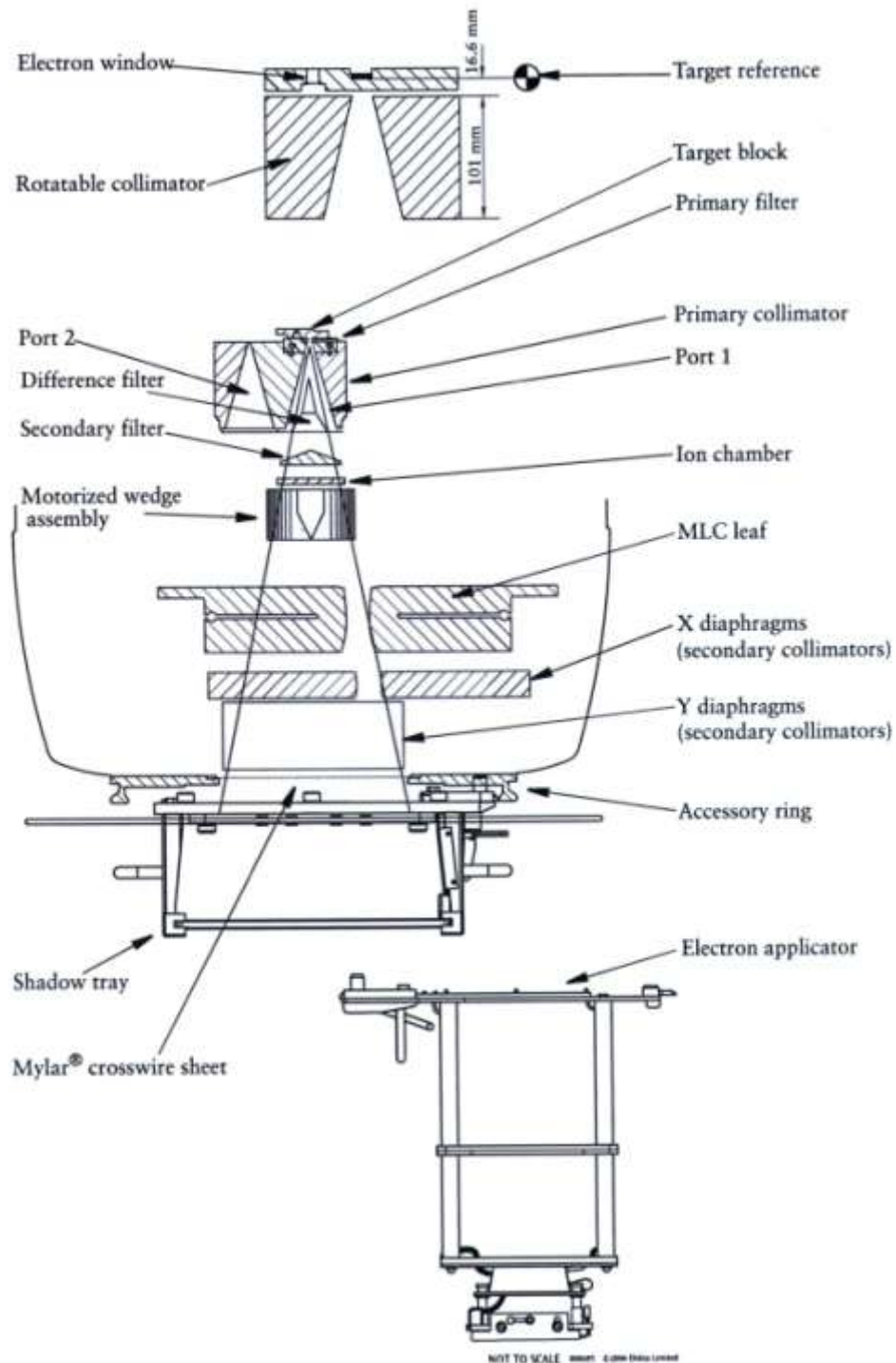


Figura 4.2: Principais componentes do AL Elekta Synergy.

O Sistema de colimação do feixe (MLCi2) engloba os principais componentes:

1. Primary filter assembly

A distância do alvo ao filtro primário (electrões) é 12mm. Os raios-X passam através de uma abertura no Primary filter assembly.

2. Colimador primário

O *Port1* do colimador é feito de uma liga de tungsténio com uma densidade de 18 g/cm³. O cone tem uma angulação de 27°48', com uma abertura de 12.9 mm no topo.

3. *Carrier Filtro Secundário*

O carrossel do filtro secundário usualmente comporta os filtros de baixa energia (*low energy filter assembly*) e as folhas de dispersão de electrões (*electron-scatter foils*) secundárias. A base típica, que inclui um filtro de aço inoxidável e uma placa (*back plate*) de uma liga de alumínio de 2mm, está a 159 mm do alvo.

4. *Cunha Motorizada*

A cunha motorizada dá a possibilidade de obter feixes com angulações entre 1° a 60°. A combinação de um campo com a cunha colocada com um campo totalmente aberto produz as angulações desejadas na distribuição de isodoses. A cunha motorizada é parte integrada, física e funcionalmente, do sistema digital do acelerador. É feita de uma liga de chumbo e antimónio (96% chumbo e 4% antimónio) com uma densidade de 11.1 g/cm³.

5. Colimador Multi-Lâminas (MLC)

O MLC permite obter a modulação desejada nos feixes, sem a necessidade de recorrer aos blocos. O conjunto compreende dois bancos de 40 lâminas, de 1cm de largura, que estão colocadas perpendicularmente à direcção da radiação e que se deslocam linearmente. As lâminas são de uma liga de tungsténio, com uma densidade de 18 g/cm³ e têm uma terminação arredondada, com raio de 150 mm. Cada lâmina é:

- ✓ Deslocada individualmente através de um pequeno motor;
- ✓ Separada das lâminas adjacentes por um pequeno *nominal gap* para minimizar o atrito;
- ✓ Inclinação na face vertical para seguir a divergência do feixe, as lâminas mais afastadas do eixo central são mais inclinadas.
- ✓ Para otimizar a penumbra ao longo de todas as dimensões de campo, o raio de 150 mm na extremidade curva da lâmina não é centrado no ponto médio da largura da lâmina;
- ✓ Gravações Laser num lado para eliminar a reflexão da luz.

4.2. Equipamento Dosimétrico

Apresenta-se de seguida o conjunto de equipamentos utilizados ao longo dos testes realizados neste trabalho.

4.2.1. Câmaras de Ionização e Electrómetro

Para efectuar as leituras de dose (*output* do AL) foram utilizados os seguintes equipamentos de medida:

Tabela 4.1: Equipamentos (modelos e nº série) para leitura do *output* do AL.

Equipamento	Marca	Modelo/Nº série
CI de campo	IBA Dosimetry®.	CC13/96330
CI dereferência	IBA Dosimetry®.	CC13/9999
CI Farmer	IBA Dosimetry®.	FC65-G/2025
Electrómetro	IBA Dosimetry®.	Dose-1/15345
Termómetro	Lufft	2120 C100
Barómetro	Lufft	3120 C300

As CI utilizadas, para dosimetria absoluta e relativa em campos de fotões e electrões permitem efectuar medições com elevada reprodutibilidade tanto no ar como em fantasmas de água e sólidos. As câmaras cilíndricas CC13 e a câmara *farmer* FC65-G são câmaras padrão para uso em fantasmas de água e sólidos e são recomendadas para dosimetria absoluta e relativa de feixes de fotões de alta energia. Os alcances energéticos recomendados para aplicação das CI são para feixes de fotões com energias desde Co60 até 50MV e para feixes de electrões com energias desde 4MeV até 50MeV.

Tabela 4.2: Principais características das CI CC13 e FC65.

	CC13	FC65-G
Volume activo (cm ³)	0.13	0.65
Raio Interno (mm)	3	3.1
Comprimento cavidade interna (mm)	5.8	23.1
Sensitivity (Gy/C*10 ⁷)	27	5
Eléctrodo parede (g/cm ³)	C552	Grafite (1.82)
Espessura parede (g/cm ²)	0.070	0.073
Eléctrodo central (g/cm ³)	C552	Alumínio (2.7)

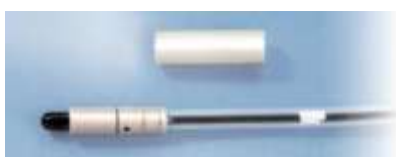


Figura 4.4: Câmara Ionização modelo CC13 da marca IBA dosimetry®.



Figura 4.3: Câmara Ionização modelo FC65 da marca IBA dosimetry®.



Figura 4.5: Electrômetro modelo Dose-1 da marca IBA dosimetry®.

4.2.2. MatrixX

A *MatrixX*® é um sistema de dosimetria 2D fornecido pela *Iba Dosimetry*® direcionado à aquisição do feixe do AL (perfis) e ao QA de planimetrias do TPS. Foi utilizado o modelo *MatrixX Evolution*® nº série 15582/PW-03-004-510-001 06.

Consiste num *array* de 1020 câmaras de ionização ventiladas, numa área activa de 24.4 x 24.4 cm², com uma resolução de leitura de 20 ms. As CI têm um volume activo de 0.08 cm³, um diâmetro de 4.5 mm e uma sensibilidade de 0.42 Gy/nC. Os centros das CI estão distanciados 7.62 mm. O ponto efectivo de medida é a 3 mm de profundidade. Incluído neste sistema está um sensor de angulação da gantry que deve ser posicionado na gantry durante as medições e que tem uma precisão de 0.5°.(IBA Dosimetry, 2009)



Figura 4.6: MatrixX Evolution® da Iba Dosimetry®.(IBA Dosimetry, 2009)

4.2.2. ArcCHECK®

Acompanhando a evolução das técnicas de radioterapia de intensidade modulada e em arco, também os sistemas de dosimetria apresentam novas soluções direccionadas ao QA destas técnicas. São sistemas específicos para dosimetria e QA rotacional.

O ArcCHECK® é um fantoma cilíndrico de polimetilacrilato (PMMA) que contém uma matriz tridimensional de 1386 detectores (diodos *SunPoint™*), dispostos helicoidalmente (*HeliGrid™*), num padrão espiral, com espaçamento entre os detectores de 10 mm. O campo 10x10cm central contém 221 detectores. Esta disposição de detectores permite diminuir a sobreposição e o efeito sombra nos detectores (*overlap* e *shadowing*). (SunNuclear, 2010) O *array* de detectores possui 21 cm de diâmetro e de comprimento.



Figura 4.7:Matriz helicoidal de diodos do ArcCHECK.(SunNuclear, 2010)

Os diodos *SunPoint®* têm uma dimensão reduzida, de 0.8x0.8 mm, que é essencial para a precisão no QA. Possuem insignificante degradação com a radiação, a curto prazo, com estabilidade de resposta de 0.15% (em 15 medições) e a longo prazo com uma reprodutibilidade de medições de 0.2% (em 9 meses). A sensibilidade nominal tem uma diminuição menor que 0.5%/kGy para a energia de 6MV e menor que 1.5%/kGy para a energia de 10MV (SunNuclear, 2010).

O ArcCHECK® tem uma cavidade central, com 15 cm de diâmetro, que é projectada para incorporar vários acessórios, como um núcleo sólido homogêneo, um núcleo específico para dosimetria com câmara de ionização ou um núcleo com materiais heterogêneos para estudos de efeitos das heterogeneidades na dose.



Figura 4.8: ArcCHECK, SunNuclear utilizado neste trabalho.

4.2.3. Delta 4®

O Delta4®, um fantoma sólido cilíndrico de polimetilacrilato (PMMA), é um equipamento dosimétrico que incorpora um conjunto de 1029 diodos de Si (silício) dispostos em dois planos ortogonais, de dimensão 200mm x 200mm, a 40° e 130° (ângulos

em relação à horizontal, CCW). Os díodos têm área activa de $0,78 \text{ mm}^2$, uma sensibilidade nominal de 5 nC/cGy e uma diminuição da sensibilidade nominal de cerca de $1\%/ \text{kGy}$ e estão espaçados 5 mm na área central de $60 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$ e 10 mm na restante área. (Geurts, Gonzalez, & Serrano-Ojeda) A resposta dos díodos é independente das características do feixe, como homogeneidade e simetria. Os planos ortogonais são formados através de uma placa principal (main) de detectores que atravessa todo o diâmetro do fantoma e de duas placas laterais (*wings*) que são separadas para permitirem cruzar a placa principal. O fantoma tem um diâmetro de 220 mm e um comprimento de 200 mm . Possui uma ligação para um sinal *trigger* do acelerador, que permite que o software apenas comece a efectuar registos quando receber sinal do acelerador, facilitando uma possível análise da dependência do tempo, a 4D. O ângulo da gantry é detectado pelo Delta4® independentemente, através de um sensor (inclinómetro) colocado na gantry ligado ao Delta4®.

4.3. Fantomas

Os fantomas são equipamentos que permitem obter os vários dados dosimétricos de um feixe de radiação produzido por um AL e possuem propriedades de absorção, atenuação e dispersão da radiação similares ao tecido biológico. Existem fantomas de água e fantomas sólidos, sendo que a sua forma e constituição variam essencialmente de acordo como objectivo que o fantoma pretende simular.

4.3.1. Fantoma de Placas Água sólida

O fantoma de placas utilizado é o modelo SP34 da *Iba Dosimetry*®, número série 9053. É constituído por um conjunto de placas planas que apresentam uma área de $300 \times 300 \text{ mm}^2$ e espessura de 1 mm , 2 mm , 5 mm ou 10 mm . Possui também duas placas com espessura de 20 mm para inserção de câmaras de ionização (CC13 e Farmer). O material do fantoma é equivalente à água, RW3 98% de poliestireno branco e 2% de óxido de titânio, com uma densidade de 1.045 g/cm^3 .

4.3.2. MultiCube®

O MultiCube® é um fantoma da *Iba Dosimetry*® que se utiliza juntamente com a *MatrixX Evolution*®. A *MatrixX Evolution*® é colocada no interior deste equipamento, constituindo assim um conjunto dosimétrico, juntamente com o software *Omnipro I'mRT*, destinado ao QA de técnicas rotacionais. Foi utilizado o MultiCube® nº série 0318L. O

equipamento tem dimensões 31.4 cm (L) x 34 cm (W) x 34 cm (H) e é constituído por Plastic Water®.



Figura 4.9: MultiCube e Conjunto MatrixX no Multicube, da Iba Dosimetry®. (IBA Dosimetry, 2009)

4.3.3. Cirs

O Cirs é um fantoma de material equivalente a água que possui algumas cavidades cilíndricas destinadas à colocação de alguns *inserts*, uns sólidos outros com cavidade para colocar uma CI, destinados a simular heterogeneidades (osso, músculo, pulmão). Foi utilizado o modelo 002H9K.

4.4. Metodologia - Sequência para a implementação da técnica VMAT

Todas as etapas adjacentes à implementação da técnica VMAT têm como objectivo principal obedecer ao princípio estabelecido pelo ICRU (Report 4) referente à tolerância e incerteza na dose administrada, que indica uma variação de $\pm 5\%$ em relação à dose prescrita (Klein, et al., 2009). Considerando os vários passos envolvidos na administração da dose no PTV, que vão, indirectamente desde a instalação do acelerador até ao tratamento propriamente dito, cada um deles deve ser realizado com uma precisão melhor que 5% para que seja atingido este objectivo. (Klein, et al., 2009)

Os passos envolvidos desde a instalação ao uso clínico de um LINAC envolvem a verificação da segurança radiológica no espaço envolvente, testes de aceitação do equipamento, *commissioning* do LINAC para o uso clínico, treino dos técnicos e físicos quanto ao uso seguro e eficaz do acelerador e desenvolvimento e aplicação de um sistemático programa de controlo da qualidade (CQ). (Nath, et al., 1994) Nos testes de aceitação é necessário garantir que todas as normas de segurança radiológica são cumpridas e que as máquinas cumprem ou excedem as especificações contratuais. São estabelecidos dados base relativamente a parâmetros dos feixes de radiação, por exemplo

valores de homogeneidade e simetria dos perfis, ponto onde a dose é máxima (D_{max}) na curva PDD, para futuras revisões de controlo da qualidade. O *commissioning*, realizado após uma satisfatória aceitação, é um processo que engloba a aquisição dos dados necessários específicos do feixe, a introdução dos dados no TPS e teste da sua precisão, a definição de procedimentos operacionais, onde são desenvolvidos e realizados testes específicos para implementação de cada técnica de tratamento administrada com o AL e a formação de todos os envolvidos com o novo acelerador. Depois de realizados com precisão e satisfatoriamente todos os testes estabelecidos, deverá ser, antes de ser efectuado qualquer tratamento, avaliada a técnica recorrendo a um fantoma/sistema de dosimetria. Com este passo, o principal objectivo é simular o tratamento, com o fantoma a representar o paciente, e através de medições dosimétricas no fantoma, verificar se realmente a dose prescrita é administrada no volume pretendido, qual a incerteza que se obtém com o tratamento.

A implementação da técnica VMAT segue estes passos gerais da implementação de uma técnica de RE e, em particular, os testes específicos para VMAT. Especificamente, ao longo deste trabalho serão seguidos os passos esquematizados no seguinte diagrama.



Figura 4.10: Diagrama representativo da sequência para implementação de VMAT.

Inicialmente, a calibração do acelerador linear envolve todos os testes de aceitação. Seguidamente são analisadas as especificações do TPS, são adquiridos dados do acelerador específicos e estes são introduzidos no TPS. Posteriormente são realizados testes gerais e específicos para o VMAT que avaliam parâmetros mecânicos e dosimétricos, que asseguram e verificam o correcto funcionamento do acelerador e dos seus componentes (MLC, por exemplo). Finalmente é efectuada uma simulação de um tratamento com a técnica VMAT num fantoma e são analisados os resultados obtidos com recurso a equipamentos dosimétricos específicos, onde se avalia se efectivamente o AL reproduz o planeado no TPS (QA da planimetria).

Considerando que uma técnica de intensidade modulada em arco é uma extensão do IMRT-DMLC, então devem ser adoptados os procedimentos e tolerâncias na implementação e CQ do IMRT, finalizando com especificações para a técnica em arco. (Ling, Zhang, Archambault, Bocanek, Tang, & Losasso, 2008) O MLC é o componente do LINAC que apresenta maiores procedimentos de controlo de qualidade, que vão desde o seu alinhamento, passando pela precisão do posicionamento das suas lâminas, até à estabilidade da velocidade das suas lâminas, isto porque desempenha uma importante função na aplicação da técnica. (J. L. Bedford, 2009)

Ao longo do uso clínico de um LINAC, que implica a realização satisfatória da aceitação e *commissioning* na fase inicial da instalação, é necessário avaliar periodicamente, através de um programa de controlo da qualidade, os parâmetros que podem afectar o tratamento. O principal objectivo deste programa é garantir que as características do LINAC não diferem significativamente dos seus valores base adquiridos durante a aceitação e *commissioning*. Os testes e procedimentos adoptados num CQ devem ser simples, fáceis de realizar e reproduzíveis, assim como devem permitir identificar mudanças nos parâmetros menores que os níveis de tolerância. (Klein, et al., 2009) Devem ainda ser considerados os tipos de tratamento possíveis de realizar com o LINAC para adequar o CQ apropriado.

O CQ para VMAT deve contemplar o objectivo principal que qualquer controlo de outra técnica visa: avaliar e garantir que é seguro realizar um tratamento com aquele equipamento, para aquela técnica específica. Este rigoroso controlo deve existir desde a implementação da técnica até os CQ anuais, quando a técnica já está em uso clínico.

A frequência da realização dos testes (diária/semanal, mensal e anual) deve ser inversamente relacionada com a estabilidade do parâmetro testado e deve ser baseada na experiência com o equipamento. (Nath, et al., 1994) Existem vários procedimentos e recomendações, entre eles (Klein, et al., 2009), (Das, et al., 2008), (IAEA, 2004), (Nath, et al., 1994), (IAEA, 2000), que descrevem os procedimentos, as condições, as frequências e as tolerâncias que devem ser tidas em consideração na aceitação, *commissioning* e CQ de um LINAC.

4.5. Aquisição de dados do feixe, introdução dados do AL no TPS e validação

Inicialmente, na fase de *commissioning* do AL, foram adquiridos os dados necessários para o TPS (Monaco). São recolhidos, tanto em água como no ar, parâmetros

como perfis, PDDs, *Output Factors*, transmissão do MLC do AL Elekta Synergy. Esta etapa não faz parte dos principais objectivos deste trabalho, pelo que a descrição e os procedimentos desenvolvidos não serão detalhados.

A validação dos dados permite avaliar se a dose calculada pelo TPS, com os dados que se introduziram, é efectivamente o que o AL debita. Foram efectuadas validações de campos abertos, com diferentes SSD, com MLC, com várias angulações de gantry efectuando medições com CI CC13 no fantoma de água. Recorreu-se ao fantoma CIRS para validar heterogeneidades. Mais uma vez, esta etapa não faz parte dos principais objectivos deste trabalho, pelo que a descrição e os procedimentos desenvolvidos não serão detalhados.

4.6. Testes de aceitação e validação prévios

Considerando a técnica VMAT como uma extensão do IMRT-DMLC, como tal, no que respeita a dosimetria, controlo de qualidade e *commissioning* devem ser tidos em consideração todos os testes e procedimentos necessários para IMRT, adicionando testes específicos para VMAT. (Ling, Zhang, Archambault, Bocanek, Tang, & Losasso, 2008)

Os testes prévios necessários englobam todos os testes mecânicos e dosimétricos usuais na implementação da técnica de IMRT. Para implementar a técnica VMAT é necessário que todos estes testes tenham sido efectuados e com resultados satisfatórios, dentro dos parâmetros estabelecidos na literatura. Ao longo deste trabalho serão referenciados alguns destes testes e apresentados os resultados dos testes considerados mais relevantes para posterior ligação aos testes específicos para o VMAT.

Na radioterapia conformacional 3D a precisão nos limites dos campos estáticos, sejam definidos pelas *jaws*, blocos ou MLC, apenas afecta as regiões próximas da fronteira do volume alvo. Pelo contrário, nas técnicas de IMRT e VMAT, a dose administrada pode ser bastante sensível a erros na calibração da posição das lâminas do MLC. Assim, os testes mecânicos visam assegurar que as *jaws* e lâminas estão na posição correcta em cada momento durante o tratamento. Para a calibração das lâminas do MLC podem ser efectuados vários testes, a diferentes ângulos da gantry e do colimador, para observar e verificar os efeitos da gravidade e do atrito no posicionamento e velocidade das lâminas do MLC. (LoSasso T. J., 2003) Já os testes dosimétricos têm como principal objectivo avaliar a influência de diversos factores no *output factor*, isto é, se variações na abertura do MLC, na velocidade das lâminas, na taxa de dose, nas UM, na rotação da gantry influenciam a dose administrada.

4.6.1. Homogeneidade e Simetria do Campo

A homogeneidade e a simetria são parâmetros dosimétricos que permitem avaliar, respectivamente, o grau de exactidão dos perfis e a equivalência na distribuição de dose em pontos simétricos, relativamente ao eixo central, do perfil de dose. A homogeneidade do feixe é uma medida da sua estabilidade energética, uma vez que pequenas alterações na qualidade do feixe de radiação podem produzir variações na intensidade do feixe ao longo do campo de radiação. Já a simetria permite avaliar o correcto posicionamento dos diferentes componentes do colimador relativamente ao eixo do feixe de radiação. É necessário avaliar estes parâmetros em condições similares de um tratamento de VMAT, isto é, avaliar se o feixe está estável durante rotação da gantry e com várias taxas de dose, especialmente para taxas de dose mais baixas.(J. L. Bedford, 2009)

Utilizou-se a *MatrixX*® da *IBA*® *Dosimetry* para efectuar as medições dos perfis e analisar a simetria e homogeneidade destes. A *MatrixX*® foi colocada a 100 cm de SSD, utilizou-se a energia de 6MV, um campo de 10 cm x 10 cm e a gantry rodou de -20° até 20°. Os perfis foram adquiridos durante a rotação da gantry, quer na direcção *crossline* (eixo xx, direcção A-B) quer na direcção *inline* (eixo yy, direcção G-T). Fez-se variar a taxa de dose entre 50 UM/min até 600 UM/min.

Este é um teste que será interessante realizar obtendo perfis durante a rotação de toda a gantry, não apenas para alguns ângulos da gantry.

As definições e tolerâncias dos parâmetros Homogeneidade, Simetria e Penumbra definidos pela Elekta para o acelerador Synergy utilizado ao longo deste trabalho, para perfis de fótons estão resumidos na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Definições de Homogeneidade, Simetria e Penumbra pela Elekta.(Platform, 2010)

Parâmetro	Definição	Tolerância
Homogeneidade (H)	$H = \frac{D_{max}}{D_{min}} * 100$ <p>Onde D_{max} é a dose máxima em qualquer local do perfil e D_{min} é o menor valor de dose dentro da Flattened area (FA), definida como:</p> $FA_{eixo\ x,y} = \begin{pmatrix} FW - 2 * 1cm ; & 5 \leq FW \leq 10\ cm \\ FW - 2 * 0.1 * FW ; & 10 < FW \leq 30\ cm \\ FW - 2 * 3cm ; & FW > 30 \end{pmatrix}$ $FA_{diagonal} = \begin{pmatrix} FW - 2 * 2cm ; & 5 \leq FW \leq 10\ cm \\ FW - 2 * 0.2 * FW ; & 10 < FW \leq 30\ cm \\ FW - 2 * 6cm ; & FW > 30 \end{pmatrix}$	<p>< 106%</p> <p>(para campos de dimensão superior a 30cmx30cm não deve ser maior que 110%)</p>

	sendo FW a dimensão de campo.	
Simetria (S)	$S = 100 * \text{Max} \left(\left \frac{\text{Ponto L}}{\text{Ponto R}} \right , \left \frac{\text{Ponto R}}{\text{Ponto L}} \right \right)$ <p>Máximo quociente em dose entre dois pontos de igual distância ao eixo central (Ponto L e Ponto R), localizados dentro da FA, definida como para a homogeneidade</p>	< 103%
Penumbra	Distância entre os pontos que correspondem a uma percentagem de dose entre 20% e 80%, para cada lado do perfil.	

4.6.2. Estabilidade do Output do MLC

O *output factor* (OF) pode definir-se como a relação entre as doses absorvidas na água, no campo de interesse e no campo de referência, à profundidade de dose máxima (d_{\max}) sobre o eixo central do feixe, para o mesmo número de unidades de monitor. De acordo com os protocolos de dosimetria, o OF pode ser definido de duas formas distintas, quando são utilizadas câmaras de ionização na dosimetria. (Bjork, Knoos, & Nilsson, 2004)

Método I - Quando as medições são efectuadas à profundidade d_{\max} para cada campo específico, então o OF deve ser determinado pela expressão:

$$OF = \frac{M_{field} * (s_{w,air}^{SA})_{field}}{M_{ref} * (s_{w,air}^{SA})_{ref}}$$

onde M_{field} e M_{ref} são as leituras efectuadas pela câmara de ionização para o campo de interesse e para o campo de referência, respectivamente. $s_{w,air}^{SA}$ é o rácio dos poderes de paragem colisionais Spencer–Attix (*Spencer–Attix mass-restricted collision stopping power ratio of water to air*), que se encontram tabelados. Esta metodologia é abordada nos protocolos AAPM (1991) e IAEA TRS-398. (Bjork, Knoos, & Nilsson, 2004)

Método II - Quando as medições são efectuadas à mesma profundidade, em ambos os campos, de interesse e de referência, o OF deve ser determinado pela expressão:

$$OF = \frac{M_{field} * \frac{100}{PDD_{field}}}{M_{ref} * \frac{100}{PDD_{ref}}}$$

Este método é recomendado nos protocolos AAPM (1991) e IAEA TRS 381, efectuando as medidas a uma profundidade igual à d_{\max} para o campo de referência, cancelando assim o

efeito da correcção do PDD no denominador da equação anterior.(Bjork, Knoos, & Nilsson, 2004)

Para efectuar os seguintes testes, recorreu-se ao fantoma de placas *SP34* da *Iba Dosimetry*, onde se inseriu a CI Farmer a 10cm profundidade (com 15 cm de placas de *backscatter*).

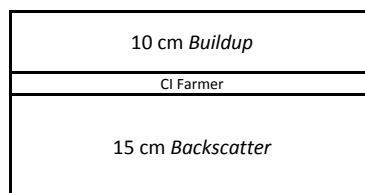


Figura 4.11: Setup com fantoma de placas para verificar a estabilidade do Output.

Depois de posicionadas as placas nas condições específicas, a uma SSD de 100 cm e alinhadas com o retículo foi prescrito o campo de 10cm x 10cm, as UM e taxa de dose correspondentes a cada teste e efectuou-se a irradiação. Efectuou-se a leitura da dose medida pela CI, através do electrómetro. Antes de efectuar estes testes foi necessário verificar a estabilidade do dosímetro (CI) e do AL. Para tal, mediu-se a dose nas condições de referência do fantoma de placas para verificação da estabilidade do AL (10 cm de profundidade, 15 cm de *backscatter*, campo 10cm x 10cm, SSD=100cm, 200UM) com as câmaras CC13, Farmer e PPC40, garantindo desta forma a verificação da estabilidade do dosímetro CC13 e do AL.

4.6.2.1. Estabilidade em função da rotação da Gantry

Este teste pretende avaliar se a rotação da gantry influencia o *output factor*, isto é, se independente do ângulo a que está a gantry, o *output* é constante quando é efectuada uma irradiação nas mesmas condições de UM, taxa de dose, SSD e campo. Efectuou-se a montagem do fantoma de placas, como esquematizado na figura 4.11. Prescreveram-se 100 UM, campos 5cmx5cm e 10cmx10cm, com a taxa de 300 UM/min. Irradiou-se, com as condições anteriores, para várias posições da Gantry. A influência da angulação da gantry sobre o *output factor* é analisada a partir de um campo de referência com rotação da gantry a 0°. Assim, para cada angulação da gantry, o valor de dose adquirido foi normalizado com base na dose adquirida para o campo de referência.

4.6.2.2. Estabilidade em função das Unidades Monitor

Este teste pretende avaliar a estabilidade do *output* com a variação das UM administradas, mantendo a taxa de dose constante. Deve-se verificar um aumento

proporcional da dose (*output*) em função do aumento das UM. Efectuou-se a montagem do fantoma de placas, como esquematizado na figura 4.11. Prescreveram-se os campos 5cmx5cm, 10cmx10cm e 20cmx20cm, com a taxa de dose de 300 UM/min e a gantry e colimador a 0°. Irradiou-se, nas condições anteriores, para várias UM. A influência da variação das UM sobre o *output factor* é analisada a partir de um campo de referência, neste caso um campo de 10cm x 10cm, com rotação da gantry a 0°, taxa de dose de 300UM/min e 100UM. Assim, para as várias UM irradiadas, o valor de dose adquirido foi normalizado com base na dose adquirida para o campo de referência.

4.6.2.3. Estabilidade em função da Taxa de Dose

Este teste pretende avaliar a estabilidade do *output* com a variação da taxa de dose, mantendo as UM constantes. Independentemente da taxa de dose, as UM administradas são as mesmas e, portanto, o *output* deve ser constante com a variação da taxa de dose. Efectuou-se a montagem do fantoma de placas, como esquematizado na figura 4.11. Prescreveram-se 100 UM, campo de 5cmx5cm e 10cmx10cm, com a gantry e colimador a 0°. Irradiou-se, com as condições anteriores, para várias taxas de dose. Para cada taxa de dose, o valor de dose adquirido foi normalizado com base na dose adquirida para o campo de referência, com a gantry e colimador a 0°.

4.6.3. Determinação do factor de transmissão *T* do MLC

A transmissão média do MLC, resultante quer da transmissão das lâminas quer das fugas entre as lâminas (*leakage*), é um parâmetro que dever ser determinado e posteriormente inserido no TPS, de forma a minimizar as discrepâncias entre a dose calculada e a dose efectivamente medida. Este factor é específico para cada MLC pois depende da sua constituição (densidade) e, por isso, torna-se necessário efectuar a sua determinação. Pode determinar-se o valor da transmissão média através da razão entre as doses medidas, para todas as energias, com um campo de MLC totalmente fechado e totalmente aberto, em modo estático. (Van Esch, et al., 2002)(LoSasso, Chui, & Ling, 1998) Devem ser adquiridas medidas para diferentes dimensões de campo, a diferentes profundidades para uma dada energia (ou todas as energias) e o resultado apresentado deverá ser uma média aritmética de todas as medições. Neste teste utilizou-se a seguinte configuração do MLC em forma de T para determinar a transmissão das lâminas.

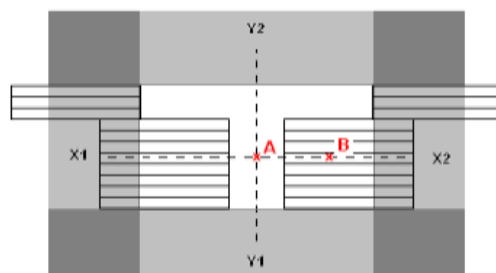


Figura 4.12: Campo em forma de T para determinar a transmissão das lâminas do MLC.

Colocou-se a CI CC13 com o capuchão de latão, na posição vertical, alinhada na posição B, tendo o cuidado de esta estar mesmo debaixo de uma lâmina. Irradiaram-se 200MU, com a energia de 6MV. Colocou-se depois a CI no isocentro, posição A e irradiaram-se também 200 UM, com a energia de 6MV.

4.7. Testes específicos para o VMAT

Os testes específicos para o VMAT visam essencialmente avaliar a precisão de variar a taxa de dose, a velocidade das lâminas do MLC durante a rotação da gantry

4.7.1. Verificação do desempenho dinâmico do diafragma (jaw)

O objectivo deste teste é verificar o correcto desempenho dinâmico dos diafragmas X1, X2 e Y1,Y2 quando sujeitos a variações de velocidade durante o seu movimento.

No modo de funcionamento *Service* do AL no menu secundário *Deliver Stored Beam* seleccionou-se o feixe *Diaphragm Accelerating Alternating Direction* e escolheu-se a energia de 6MV. Foi necessário introduzir, para vários *setps*, as UM necessárias que correspondem a uma determinada velocidade dos diafragmas. O cálculo das UM foi efectuado com base tabela 4.4. (Elekta, 2010) *Item 44 Part 134* é um valor de um parâmetro presente no modo *Service*.

Tabela 4.4: Cálculo das UM para o teste da verificação do desempenho dinâmico do diafragma.(Elekta, 2010)

Setps	UM prescritas	Velocidade equivalente (cm/s)
1,2	= Item 44 Part 134 / 3	0.5 cm/s
3,4	= Item 44 Part 134 / 6	1.0 cm/s
5,6	= Item 44 Part 134 / 9	1.5 cm/s

No menu secundário Service Graphing, na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Diaphragm*. Acedeu-se a uma janela que apresenta os gráficos *Averaged Actual Error* e *Actual Tolerance* para cada diafragma. É esperado que os erros dos diafragmas (*Averaged Actual Error*) sejam menores que a tolerância (*Actual Tolerance*). (Elekta, 2010)

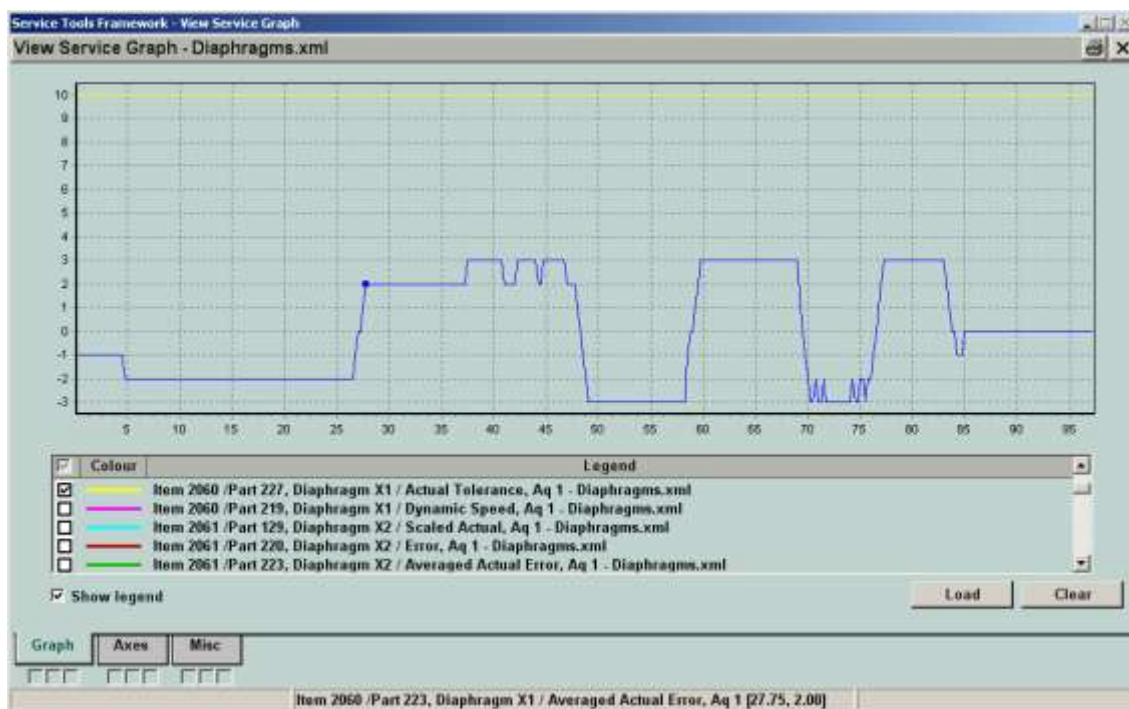


Figura 4.13: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico dos diafragmas e respectiva tolerância.(Elekta, 2010)

O gráfico dos erros dos diafragmas é bipolar, isto é, apresenta valores quer positivos quer negativos ao passo que o gráfico da tolerância apenas apresenta valores positivos. Assim, para efectuar uma análise dos erros negativos, utilizou-se o valor absoluto do gráfico *Averaged Actual Error* (espelho dos valores em torno de zero).

4.7.2. Verificação do desempenho dinâmico da Gantry

O objectivo deste teste é verificar o correcto desempenho dinâmico da Gantry quando sujeita a variações de velocidade durante o seu movimento.

No modo de funcionamento *Service* do AL no menu secundário *Deliver Stored Beam* seleccionou-se o feixe *Arc Therapy Check* e escolheu-se a energia, 6MV. Foi necessário introduzir as UM necessárias que correspondem a uma determinada velocidade da gantry, calculadas através da seguinte expressão:(Elekta, 2010)

$$UM = 48.3 \times \frac{\text{Item 44 Part 134}}{60}$$

No menu secundário *Service Graphing*, na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Gantry*. Acedeu-se a uma janela que apresenta os gráficos *Gantry/Error* e *Gantry/Actual Tolerance*. É esperado que valores dos erros da gantry (*Gantry/Error*) sejam menores que a tolerância (*Gantry/Actual Tolerance*). (Elekta, 2010)

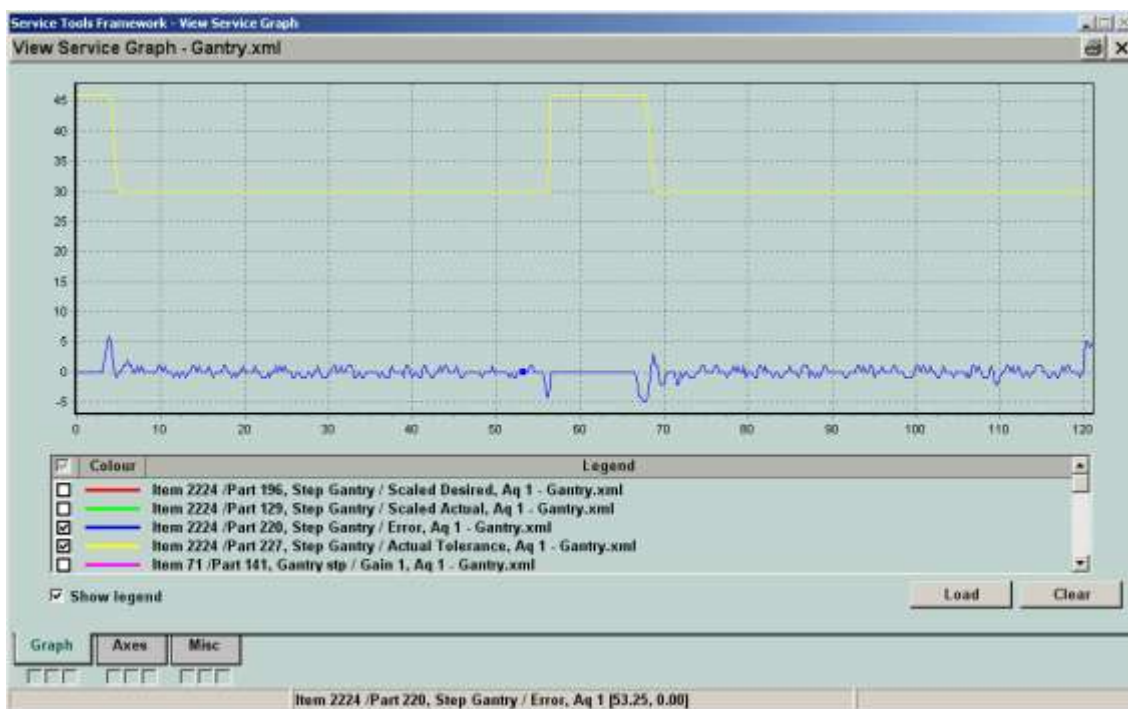


Figura 4.14: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico da gantry e respectiva tolerância.(Elekta, 2010)

4.7.3. Verificação dinâmica das lâminas do MLC

O objectivo deste teste é verificar o correcto desempenho dinâmico das lâminas do MLC quando sujeitas a variações de velocidade durante o seu movimento.

No modo de funcionamento *Service* do AL no menu secundário *Deliver Stored Beam* seleccionou-se o feixe *Y1 Leaves Accelerating* e escolheu-se a energia, 10 MV. Foi necessário introduzir as UM necessárias que correspondem a uma determinada velocidade da gantry, calculadas através da seguinte expressão:(Elekta, 2010) .

$$UM = 5 \times \frac{\text{Item 44 Part 134}}{60}$$

No menu secundário *Edit Machine Item Part* seleccionou-se *Item 2200* e *Part 111* para monitorizar o número de pausas do PRF (*pulse repetition frequency*) durante a irradiação. No menu secundário *Service Graphing*, na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Y1 Leaves*. Repetiram-se os passos anteriores, mas seleccionado o feixe *Y2 Leaves Accelerating* e na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Y2 Leaves*. Acedeu-se a

uma janela que apresenta os gráficos *Averaged Actual Error* e *Actual Tolerance* para cada banco de lâminas. Seleccionam-se as opções *Averaged Actual Error* para todas as lâminas e *Actual Tolerance* apenas para a lâmina 21. É esperado que os erros das lâminas (*Averaged Actual Error*) sejam menores que a tolerância (*Actual Tolerance*). (Elekta, 2010)



Figura 4.15: Exemplo dos erros ocorridos no desempenho dinâmico das lâminas e respectiva tolerância. (Elekta, 2010)

Uma falha do PRF (pausa) ocorre quando um valor do gráfico *Averaged Actual Error* está fora dos valores apresentados no gráfico *Actual Tolerance*. Tal como anteriormente, para efectuar uma análise dos erros negativos, utilizou-se o valor absoluto do gráfico *Averaged Actual Error* (espelho dos valores em torno de zero).

4.7.4. Medição velocidade das lâminas

4.7.4.1. Banco lâminas Y1

Colocou-se a gantry e o colimador a 0°. No menu secundário *Deliver Quick Beam*, seleccionou-se o tipo de radiação e a energia 6MV e para o MLC seleccionou-se *Gain/Offsets Shape 1*. No menu secundário *Edit Machine Item Part* verificou-se se o valor indicado no *Item 2009 Part 122* é 127. No menu secundário *Service Graphing*, na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Y1 Leaves*. Na *tab Page Setup* desmarcaram-se as caixas de selecção *Start Trigger* e *End Trigger*. Na *tab Graph* seleccionou-se *Begin Acquire*. No menu secundário *Deliver Quick Beam* seleccionou-se o campo *Leaves & Diaphragms (30 × 40)*. As lâminas movimentaram-se para a sua posição e quando terminaram o movimento

seleccionou-se na lista de campos do MLC *Gain/Offsets Shape 1*. Quando as lâminas terminaram o movimento terminou-se a aquisição *End Acquire*, no menu secundário *Service Graphing* e guardou-se o gráfico obtido. O gráfico representa a posição das lâminas (mm) em função do tempo (s). Apresenta duas zonas de declive/gradiente que permitem inferir a velocidade das lâminas:

$$velocidade = \frac{\Delta Y (posição)}{\Delta X (tempo)}$$

A velocidade da lâmina mais lenta deve ser superior a 2 cm.s⁻¹.(Elekta, 2010)

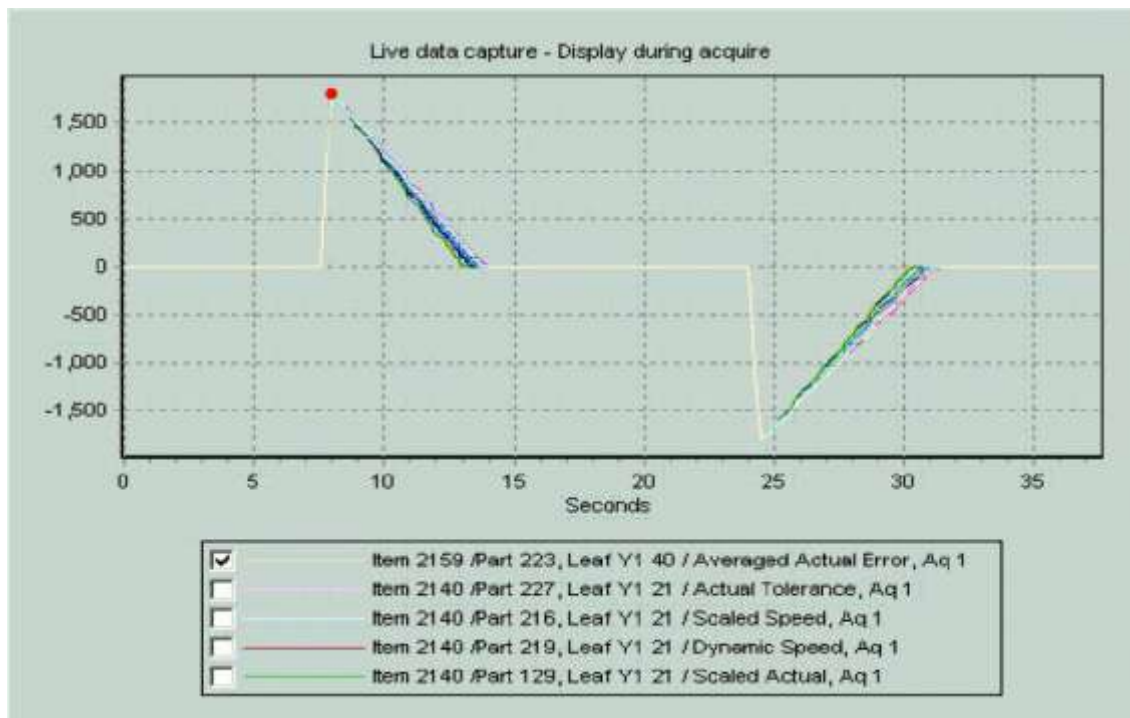


Figura 4.16: Exemplo da variação da posição das lâminas em função do tempo utilizado para determinar a velocidade das lâminas.(Elekta, 2010)

4.7.4.2. Banco lâminas Y2

Repetiram-se os passos anteriores, mas seleccionando o MLC *Gain/Offsets Shape 3* e na lista de configurações seleccionou-se *Dynamic Y2 Leaves*.

4.8. ArcCheck® e Delta4®

A utilização destes equipamentos neste trabalho visa analisar a reprodutibilidade e a capacidade de o AL efectuar os planos de VMAT calculados TPS. Contudo, também se pretende explorar um pouco os equipamentos, efectuando uma comparação entre eles.

4.8.1. Testes de avaliação dos equipamentos

Sendo o Delta4® e o ArcCHECK® novos equipamento dosimétricos é necessário efectuar uma avaliação que permita validar os equipamentos, que visa garantir que estes não introduzem erros nas medições que efectuam e que satisfazem as necessidades e objectivos a que se destinam. Assim, pretende-se assegurar que todas as discrepâncias nas comparações efectuadas pelos equipamentos entre o planeado no TPS e medido no equipamento resultam apenas do facto do AL não estar a reproduzir o plano do TPS e não de erros possíveis do equipamento. O *commissioning* de um novo sistema de dosimetria 3D pode adoptar um conjunto de três fases, como é sugerido por (Feygelman, Zhang, Stevens, & Nelms, 2011). O seguinte esquema apresenta os principais objectivos e testes pretendidos em cada uma das três fases.

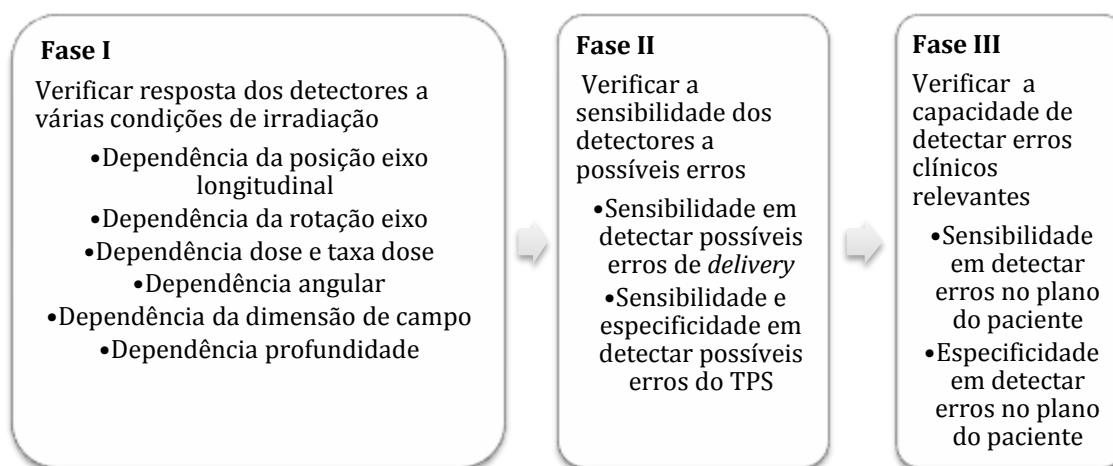


Figura 4.17: Principais fases do *commissioning* de um novo sistema de dosimetria 3D.

Os principais testes das fases I e II para o ArcCHECK® são descritos por (Feygelman, Zhang, Stevens, & Nelms, 2011) e para o Delta4 são apresentados por (Bedford, Lee, South, & Warrington, 2009).

Nos testes da fase I do ArcCHECK deve ser efectuada a avaliação da simetria da resposta após inversão do fantoma no eixo longitudinal (*detector flip test*) e com a rotação axial do fantoma (*rotisserie test*). Estes são os testes mais simples, que apenas implicam um posicionamento diferente do ArcCHECK. Devem ainda ser avaliadas a dependência da dimensão de campo e a dependência angular, no plano axial e no plano longitudinal, comparando com medidas efectuadas com CI num fantoma de placas. A fase III é uma fase

extensa, que também deverá reportar uma comparação entre os dois equipamentos e não está descrita nos artigos referenciados acima.

Estes testes não foram realizados para este trabalho, uma vez que se estenderia o âmbito do mesmo. No entanto, são fundamentais e deverão ser realizados. É essencial analisar os resultados apresentados na literatura para inferir as características dos equipamentos. Contudo, ao longo da utilização destes equipamentos foi possível analisar um possível teste da fase II, onde se avaliou a capacidade destes equipamentos detectarem um erro na recta de conversão de unidades de Houndfield para densidade electrónica (CT to ED) no TPS.

4.8.2. Calibração e *Background* do ArcCheck

Antes de efectuar qualquer tipo de medição ou calibração deve ser efectuado uma medida de fundo (*background*), para que seja estabelecido um factor de correcção de fundo para cada detector. A medição do fundo é iniciada automaticamente assim que se liga o ArcCHECK® e se inicia o software, sendo efectuado uma medição durante 30 segundos. Durante a medição do fundo, o software verifica a corrente de fuga de cada detector, calcula uma taxa de fundo, e armazena cada taxa na memória. Após uma medição, é calculado um valor de correcção para cada detector, multiplicando a taxa de *background* pela duração da medida. Os valores de fundo calculados são subtraídos aos valores da dose medida para cada detector.


4.8.2.1. Calibração Relativa

A calibração do ArcCHECK® engloba duas etapas distintas. Na primeira etapa é efectuada uma calibração relativa, que visa eliminar as diferenças de resposta entre os detectores individuais. São medidas diferenças de sensibilidade relativa entre os detectores, armazenados factores de correcção individual que posteriormente serão aplicados às medições em bruto de cada detector, garantindo que todos os detectores têm a mesma sensibilidade. O procedimento para efectuar esta calibração engloba um conjunto de onze passos (*steps*), nos quais o ArcCHECK® é posicionado especificamente e depois é irradiado. Nos vários *steps* mantém-se a SDD= 86.7 cm, SAD=100 cm, a dimensão de campo 10x10 cm, 200MU e a energia, que se escolhe, sendo apenas necessário efectuar esta calibração com uma energia. No final dos vários passos é mostrado um perfil de referência *Array Calibration Reference Profile* que se deve analisar. Nesta calibração é gerado um ficheiro de calibração que se guarda para depois se aplicar às medições

efectuadas. A tabela seguinte apresenta um síntese dos principais passos da calibração do ArcCHECK®.

Tabela 4.5: Principais etapas da calibração do ArcCHECK®.

Setps	Descrição
Posição inicial	O ArcCHECK® é alinhado através dos lasers, ficando posicionado a uma SSD de 86.7 cm (SAD=100cm). A parte electrónica fica virada para <i>Target</i> .
(Efectuar background)	Automaticamente, após iniciar o software, é efectuada uma medição do <i>background</i> .
Iniciar a calibração	No software seleccionar <i>Setup > Calibrate Array</i>
A	ArcCHECK® na posição inicial; Gantry: -57°; Irradiar 200 MU
B	ArcCHECK® na posição inicial; Gantry: -8°; Irradiar 200 MU
C	ArcCHECK® na posição inicial; Gantry: 8°; Irradiar 200 MU
D	ArcCHECK® na posição inicial; Gantry: 57°; Irradiar 200 MU
E	ArcCHECK® deslocado da posição inicial 5 cm para <i>Target</i> ; Gantry: -8°; Irradiar 200 MU
F	ArcCHECK® deslocado da posição E 10 cm para <i>Gun</i> ; Gantry: -8°; Irradiar 200 MU
G	ArcCHECK® rodado 180° no eixo longitudinal (a parte electrónica mantém-se virada para <i>Target</i> e a linha sagital fica virada para a mesa); Centrar o ACK; Gantry: -74°; Irradiar 200 MU
H	ArcCHECK® na posição G; Gantry: -25°; Irradiar 200 MU
I	ArcCHECK® na posição G; Gantry: 25°; Irradiar 200 MU
J	ArcCHECK® na posição G; Gantry: 74°; Irradiar 200 MU
K	Inverter o ArcCHECK® (a parte electrónica fica virada para <i>Gun</i>) e rodar 180° no eixo longitudinal (a linha sagital fica no topo, voltada para cima); Centrar o ArcCHECK® na posição inicial; ArcCHECK® deslocado da posição inicial 5 cm para <i>Target</i> ; Gantry: 8°; Irradiar 200 MU

<p>Análise gráfico calibração</p>	<p><i>Array Calibration Reference Profile</i></p> 
--	--

4.8.2.2. Calibração Absoluta

Já na segunda etapa é efectuada uma calibração absoluta, que cria um factor de correcção de calibração de dose que permite converter os valores de dose medidos pelos detectores do ArcCHECK® para valores de dose absoluta. O factor de correcção de calibração de dose é aplicado a todos os detectores, além do factor de correcção de sensibilidade (calibração relativa). Os valores de calibração de dose absoluta são específicos para cada acelerador, energia e equipamento, sendo portanto necessário efectuar esta calibração para cada energia.

A calibração de dose absoluta é efectuada com o ArcCHECK® alinhado, posicionado a uma SSD de 86.7 cm ($SAD=100$ cm), com um campo aberto (10×10 cm²), irradiando 200MU, para cada energia utilizada. Depois apenas é necessário introduzir no software a energia e a dose que chega à profundidade onde se localizam os detectores do ArcCHECK®, ficando efectuada a calibração absoluta. A dose que é necessário introduzir no software é determinada, para cada energia, a partir de uma medição anterior efectuada com uma câmara de ionização num fantoma de água (ou no TPS), tendo em consideração que a SDD no fantoma de água (SDD_A) deve ser a mesma que no ArcCHECK® (SDD_{AC}) e então o fantoma de água deve estar a uma SSD_A de 86.3 cm e a câmara de ionização a uma profundidade de 3.3 cm.

$$SDD_A = SDD_{AC} = SDD = 89,6 \text{ cm}$$

$$SSD_A = SDD_A - 3.3 \text{ cm} = 89.6 - 3.3 = 86.3 \text{ cm}$$

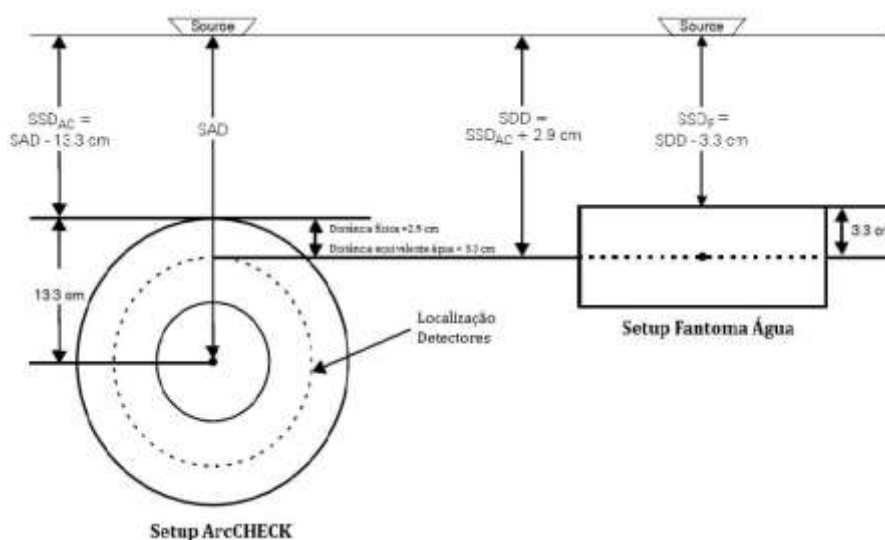


Figura 4.18: Setup para calibração do ArcCHECK®. (adaptado (SunNuclear, 2011))

A calibração absoluta fica guardada num ficheiro, que pode ser usado para calibração de medições posteriores.

É recomendada uma recalibração anual. (SunNuclear, 2011) A necessidade de recalibração é baseada na resposta dos díodos à exposição à radiação. A sensibilidade dos díodos diminui a uma taxa de cerca de 0.5%/kGy para a energia de 6MV e 1.0%/kGy para a energia de 10MeV, o que significa que após 1000 medições de 100cGy a 6MV a sensibilidade dos díodos diminui cerca de 0.5%. (SunPoint™ Diode Detector, 2011)

4.8.3. Calibração do Delta4

A calibração do Delta 4®, tal como no ArcCHECK®, engloba a calibração relativa e a calibração de dose absoluta, que visam essencialmente os mesmos objectivos. A primeira elimina a diferença de resposta entre os díodos e a segunda permite converter os valores de dose medidos pelos detectores do Delta4 para valores de dose absoluta. No entanto, também é necessário efectuar uma calibração direcciona.

É necessário calibrar as placas laterais e principal do Delta 4® separadamente. São utilizadas placas de PMMA para *backscatter* e *buildup* durante as etapas da calibração e uma placa que contém vários pontos marcados, que serão utilizados como referências posicionais para irradiar. A tabela seguinte esquematiza os passos envolvidos nas várias etapas da calibração. Cada passo é efectuado duas vezes, primeiro para as placas laterais e depois para a placa principal.

Tabela 4.6: Principais etapas da calibração do Delta4®.

	Setup	Objectivo/Procedimento
Calibração Referência	Placa base (backscatter) + placa para CI + placa superior (<i>buildup</i>); Farmer; SSD = 95 cm; Campo 10cmx10cm; 100MU; Todas as energias	Medir a dose nas condições indicadas; Obter 3 valores de dose (um para cada energia) que são inseridos no software.
Calibração Relativa	Placa base + suporte (<i>calibration frame</i>) + placa eléctrica (<i>wings ou main</i>) + barra lateral + placa PMMA de calibração (placa com pontos marcados: A-G); Colocar isocentro na posição C; Colocar placa PMMA de <i>buildup</i> ; Campo 25cmx25cm; 100MU; 6MV Mudar isocentro G-F-D-B-E-A; Para isocentro nas posições G e F é necessário colocar uma placa de <i>buildup</i> extra;	Irradiar cada posição C-G-F-D-B-E-A da placa <i>calibration frame</i> ; Obter a resposta de diferentes detectores, sujeitos às mesmas condições.
Calibração Absoluta	Placa base + suporte (<i>calibration frame</i>) + placa eléctrica (<i>wings ou main</i>) + barra lateral + placa de calibração (placa com pontos marcados: A-G); Colocar isocentro em A (última posição do passo anterior, não é necessário efectuar qualquer alteração ao setup anterior); Campo 10cmx10cm; 100MU; Todas as energias	Medir dose com o detector central nas mesmas condições da Farmer, na calibração de referência.
Calibração Direccional	Colocar isocentro em A (última posição do passo anterior, não é necessário efectuar qualquer alteração ao setup anterior); Campo 25cmx25cm; 100MU; Todas as energias Inverter (rodar) as placas eléctricas; Colocar isocentro em B; Campo 25cmx25cm;	Obter a resposta do mesmo detector quando irradiado a 0° e a 180°.

	100MU; Todas as energias	
--	-----------------------------	--

4.8.4. Planos de IMRT e VMAT nas patologias *Prostata e Cabeça e Pescoço* para avaliação no ArcCHECK e Delta4

Com o objectivo de verificar se realmente o AL reproduz o plano que foi calculado no TPS, foram criados vários planeamentos, desde planos mais simples com 4 campos (Box) a planos mais complexos, IMRT dinâmico e VMAT, para irradiar e avaliar os resultados com o ArcCHECK e o Delta4. O principal objectivo é verificar se o AL consegue reproduzir os planos de VMAT criados no TPS, isto é, se consegue alterar todos os parâmetros necessários para um tratamento de VMAT (taxa de dose, velocidade e posicionamento das lâminas, rotação da gantry). Pretende-se ainda comparar os dois equipamentos, ArcCHECK e Delta4.

Nesta fase inicial, foram utilizados doentes *template* do Monaco para efectuar as planimetrias. Foram efectuadas planimetrias de próstata e cabeça e pescoço, utilizando diferentes técnicas (Convencional 4 campos-Box, IMRT *Step and Shoot*, IMRT *Sliding Window* e VMAT). Após as planimetrias estarem elaboradas e aprovadas, para que seja possível efectuar a comparação entre o medido no AL com o calculado no TPS recorrendo ao ArcCHECK ou ao Delta4, é ainda necessário efectuar no Monaco o cálculo do planeamento em modo QA na TAC do ArcCHECK ou na TAC do Delta4. Para que o TPS efectue o planeamento, é necessário que esteja introduzida no TPS uma recta de conversão de unidades de Hounsfield (da TAC) para densidade electrónica. Este aspecto está a ser destacado uma vez que se verificou ter bastante influência a recta *CT to ED* introduzida no TPS nos resultados obtidos com o Delta4 e com o ArcCHECK®. As planimetrias são exportadas do Monaco para a rede MOSAIQ, sendo depois importados os dados no MOSAIQ e finalmente são irradiados no AL. São ainda exportados os planos calculados em modo QA no ArcCHECK® e Delta4®, nos formados de dose total e QA, para que possam ser introduzidos no software *SNCPatient* do ArcCHECK® e no software *ScandiDos* do Delta4. A tabela seguinte apresenta as planimetrias criadas. Em algumas planimetrias foram alterados alguns parâmetros de cálculo do Monaco, como a área e dimensão mínimas dos segmentos, a fluência, a variância do cálculo, o número máximo de *control points* (CP), o número mínimo de UM por segmento de forma a analisar a sua influência.

Tabela 4.7: Condições das planimetrias elaboradas para testar sua a reprodutibilidade no AL.

Nome Plano QA	Min Seg. Area (cm2)	Min Seg-Width (cm)	Fluence Smoothing	Min. MU/segment	Max.# CP/Beam	Variancia
1Box-QA1				4		2,5
<i>IMRT StepShoot-QA1</i>	2,00	1,00	Low	4		2,5
<i>IMRT SSMedium-QA1</i>	2,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>IMRT StepShootB-QA1</i>	3,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>IMRT StepShootC-QA1</i>	4,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>IMRT SS10UM -QA1</i>	2,00	1,00	Low	10		2,5
<i>IMRT SS05-QA1</i>	2,00	1,00	Low	4		0,5
<i>IMRT Dinamic -QA1</i>		1,50	Medium		100	2,5
<i>IMRT DinamicCP150B-QA1</i>		1,50	Medium		150	2,5
<i>IMRT DinamicCP150 -QA1</i>		1,00	Medium		150	2,5
<i>IMRT DinamCP120-QA1</i>		1,00	Medium		120	2,5
<i>HN7Cpos - QA1</i>	2,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>HNStepShootB-QA1</i>	3,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>HNStepShootC-QA1</i>	4,00	1,00	Medium	4		2,5
<i>HNStepShootD-QA1</i>	2,00	1,00	Medium	5		2,5
HNDinamic - QA1		1,00	Low		150	2,5
HNDinamicB - QA1		1,00	Medium		150	2,5
HNDinamicC - QA1		1,00	Low		120	2,5
HNDinamicD - QA1		1,00	Low		100	2,5
ProstVMAT - QA1		1,00	Medium		120	2,5
HNVMAT - QA1		1,00	Medium		180	2,5

Recorreu-se também ao fantoma CIRS® para simular um paciente e criar diversas planimetrias para avaliar com o ArcCHECK®. Tal como numa situação real clínica, foi efectuada uma TAC (Modelo *Brilliance BigBore*, Philips®), efectuada a prescrição do tratamento, delimitados os volumes tumoral e os órgãos de risco e foi elaborada a planimetria, recorrendo ao TPS Monaco. Foram criados cinco diferentes planimetrias, apresentadas na tabela seguinte, três das quais com VMAT, e duas em IMRT *Sliding Window*.

Tabela 4.8: Planimetrias elaboradas na TAC do CIRS para avaliar no ArcCHECK®.

Nome Plano QA	Técnica	Patologia
VMAT –Prostate 1236	VMAT	Prostata
VMAT - Mama 22Agosto	VMAT	Mama
IMRT Dinamic Left Mama	<i>IMRT Slinding Window</i>	Mama
IMRT Dinamic Utero	<i>IMRT Slinding Window</i>	Útero
VMAT Rectum	VMAT	Recto

4.8.5. Irradiação efectiva do Delta4 e do ArcCHECK com os planos calculados no AL

A irradiação efectiva dos planeamentos calculados, já importados no MOSAIQ, engloba um conjunto de passos até que seja efectuada a comparação do medido no Delta4 e no ArcCHECK com o calculado no TPS.

1. Verificação da estabilidade do AL com o fantoma de placas e CI CC13
2. Medição da dose de referência no fantoma de placas para calibração absoluta do ArcCHECK®.
3. Calibração absoluta do ArcCHECK®.
4. Irradiação dos planos
5. Importação/Introdução no software do equipamento os planos calculados no TPS
6. Comparação do medido no equipamento com o calculado no TPS, através da análise gamma.

Os passos 2 e 3 são apenas necessários para o ArcCHECK®, uma vez que deve ser efectuada a calibração absoluta antes de irradiar um planeamento. O passo 1 é necessário nesta fase inicial pois pretende avaliar se o AL está estável. Numa fase posterior, esta etapa não será realizada, uma vez que em situação clínica é efectuado o CQ diário onde este aspecto é avaliado.



Figura 4.19: ArcCHECK no AL Elekta Synergy.

4.8.5.1. Análise Gama

A verificação de uma planimetria é de elevada importância em Radioterapia, principalmente a nível das técnicas como o VMAT uma vez que envolve a variação de muitos parâmetros simultaneamente durante a irradiação de um VMAT, requerendo precisão. Torna-se portanto necessário confirmar se o AL consegue alcançar e reproduzir o planeado anteriormente pelo TPS.

A verificação utilizando os equipamentos ArcCHECK® e Delta4® é composta pela verificação de doses absolutas e relativas tridimensionais, comparando a planimetria do TPS com o medido no AL, através da utilização do Índice Gamma. Esta ferramenta permite efectuar simultaneamente a comparação entre o desvio de dose (*Dose diff*) onde se utiliza limites de dose (normalmente 3%) e um desvio posicional de valores de dose em mm (*DTA – distance to agreement*).

4.9. ArcCheck® e MatrixX® & Multicube

A MatrixX Evolution® pode também ser utilizada para efectuar o QA de várias planimetrias, permitindo efectuar no software *Omnipro I'mRT®* a comparação entre o planeado no TPS e o efectivamente reproduzido pelo AL, recorrendo à análise de perfis e análise gamma. Sendo a MatrixX Evolution® um equipamento dosimétrico 2D apresenta-se pouco adequado ao QA de planimetrias de VMAT. No entanto, existe a possibilidade de colocá-la no interior de um fantoma cúbico, o *MultiCube®*, dimensionado para o QA de técnicas rotacionais e que está bem caracterizado em termos de correcções angulares.



Figura 4.20: MatrixX no MultiCube no AL Elekta Synergy.

Torna-se interessante efectuar uma comparação entre o QA de planimetrias de VMAT utilizando o ArcCHECK® e a MatrixX Evolution com o MultiCube®. Esta

comparação não será muito extensa, apenas um complemento ao trabalho efectuado com o ArcCHECK®.

Recorreu-se também ao fantoma CIRS® para simular pacientes e criar diversas planimetrias para avaliar com o ArcCHECK®. Tal como numa situação real clínica, foi efectuada uma TAC (Modelo *Brilliance BigBore*, Philips®), efectuada a prescrição do tratamento, delimitados os volumes tumoral e os órgãos de risco e foi elaborada a planimetria, recorrendo ao TPS Monaco. Na tabela seguinte apresentam-se os novos casos para avaliar com a MatrixX Evolution com o MultiCube® e com o ArcCHECK®.

Tabela 4.9: Planimetrias elaboradas na para avaliar no ArcCHECK® e na MatrixX Evolution com MultiCube®.

Nome Plano QA	Técnica	Patologia
Vmat Rectum	VMAT	Recto
Mister Prostate		Prostata
Maria Peito		Mama
Dois Lung		Pulmão

Tal como anteriormente, as planimetrias são exportadas do Monaco para a rede MOSAIQ, sendo depois importados os dados no MOSAIQ e finalmente são irradiados no AL. São ainda exportados os planos calculados em modo QA no ArcCHECK® e MatrixX Evolution com o MultiCube®, nos formados de dose total e QA, para que possam ser introduzidos no software *SNCPatient*, do ArcCHECK®, e no *Omnipro I'mRT*® da MatrixX®.

Para a MatrixX®, antes de irradiar as planimetrias foi necessário colocar o sensor de angulação. O sensor foi colocado na gantry, ajustou-se a inclinação nos dois planos livres e verificou-se o valor indicado no software. A tolerância é de 5°.



Figura 4.21: Sensor de Angulação da MatrixX Evolution®.

5. CAPÍTULO V

5. Resultados e Discussão

5.7. Testes prévios necessários

São apresentados de seguida os resultados dos testes que, não sendo específicos para VMAT, são importantes analisar pois apenas garantindo que neles são obtidos resultados dentro das tolerâncias, se pode avançar para os testes de VMAT.

5.7.1. Homogeneidade e Simetria do Campo

A tabela seguinte apresenta os resultados obtidos da análise da simetria e homogeneidade dos perfis obtidos com a MatrixX® variando a angulação da gantry e a taxa de dose, para a energia de 6MV.

Tabela 5.1: Simetria e Homogeneidade obtidas com a gantry a 0° e durante a irradiação de pequenos arcos, variando a taxa de dose.

Angulação (°)	Taxa de dose UM/min (nominal)	Taxa de dose UM/min (Efectiva)	Direcção	Simetria (%)	Homogeneidade (%)
0	300	258	AB	100,5	103,86
			GT	100,83	103,65
0	600	517	AB	100,67	103,93
			GT	100,69	103,62
0	50	32	AB	101,07	104,52
			GT	100,85	103,59
10-350	50	32	AB	101,14	104,59
			GT	100,92	103,65
10-350	600	517	AB	100,5	103,89
			GT	100,78	103,73
350-10	50	32	AB	101,15	104,5
			GT	100,94	103,65
350-10	600	517	AB	100,66	102,92
			GT	101,03	103,03

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que estão dentro das tolerâncias indicadas pela *Elekta* (Platform, 2010), específicas para este AL, apresentadas na tabela 5 ($H < 106\%$ e $S < 103\%$). Obtiveram-se valores de simetria inferiores a 102% e de homogeneidade inferiores a 105%.

A alteração da angulação da gantry não resultou numa variação da homogeneidade nem simetria dos perfis de dose obtidos. Verifica-se ainda que não existe uma variação significativa dos resultados, em termos de homogeneidade e simetria, com a alteração da taxa de dose, apenas que para menores valores de taxa de dose, os feixes são ligeiramente menos simétricos e homogéneos. No entanto, este facto tem um impacto baixo, uma vez que, em geral, partes de um arco irradiadas a menores taxas de dose correspondem menos para a dose total durante um arco. (J. L. Bedford, 2009) Constata-se assim que o feixe é estável durante pequenas variações da angulação da gantry. Este teste, no entanto, não é muito conclusivo, pois apenas é efectuada uma pequena variação da angulação da gantry. Nos testes específicos para VMAT deverá ser efectuada a análise da homogeneidade e simetria durante a rotação completa da gantry, durante uma irradiação de VMAT.

Apresenta-se de seguida um conjunto de gráficos que estabelecem uma comparação entre alguns perfis adquiridos. Apresentam os perfis medidos e a diferença percentual entre esses perfis. Estabeleceu-se a comparação entre perfis medidos com a mesma taxa de dose e semi-arcos contrários (10° a 350° -CCW e 350° a 10° -CW), em y (inline) e x (crossline). Comparou-se para a taxa de 50MU/min em inline e em crossline (gráfico 5.1) e para a taxa de 600 MU/min em inline e em crossline (gráfico 5.2). Verifica-se que existe uma ligeira diferença na zona de penumbra em crossline (cerca de 5%) e em inline a diferença é mínima e que não existe uma alteração deste comportamento com a taxa de dose. Constata-se então que é similar a irradiação, nas mesmas condições, com um semi-arco no sentido CW e com outro no sentido CCW. Este facto, contudo, não tem relevância clínica, para este acelerador, pois em modo clínico os arcos de um VMAT são sempre efectuados no sentido CW.

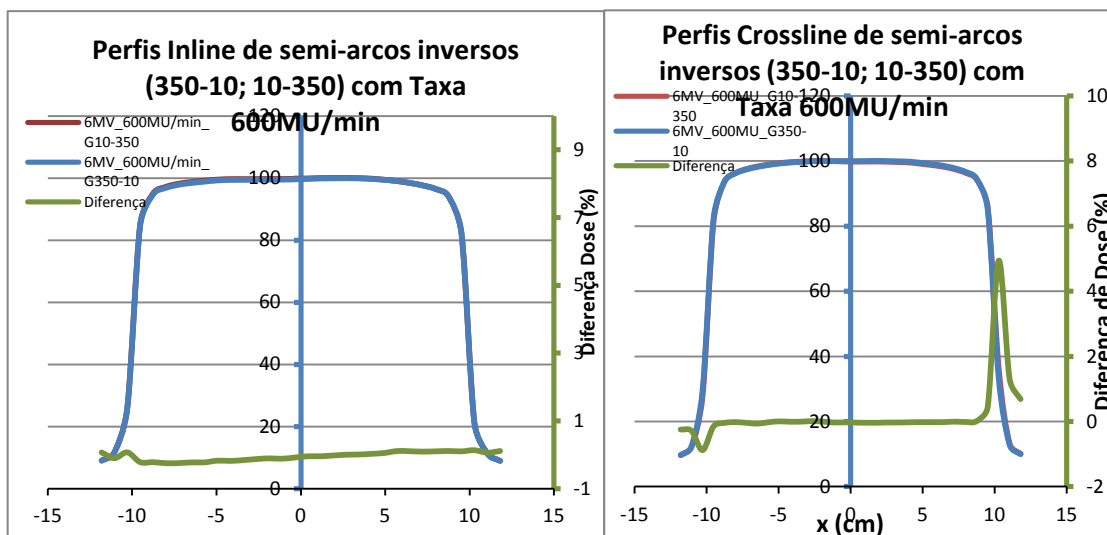


Gráfico 5.1: Perfis Inline e Crossline de semi-arcos inversos (350-10; 10-350) com taxa de 50MU/min, com energias de 6MV.

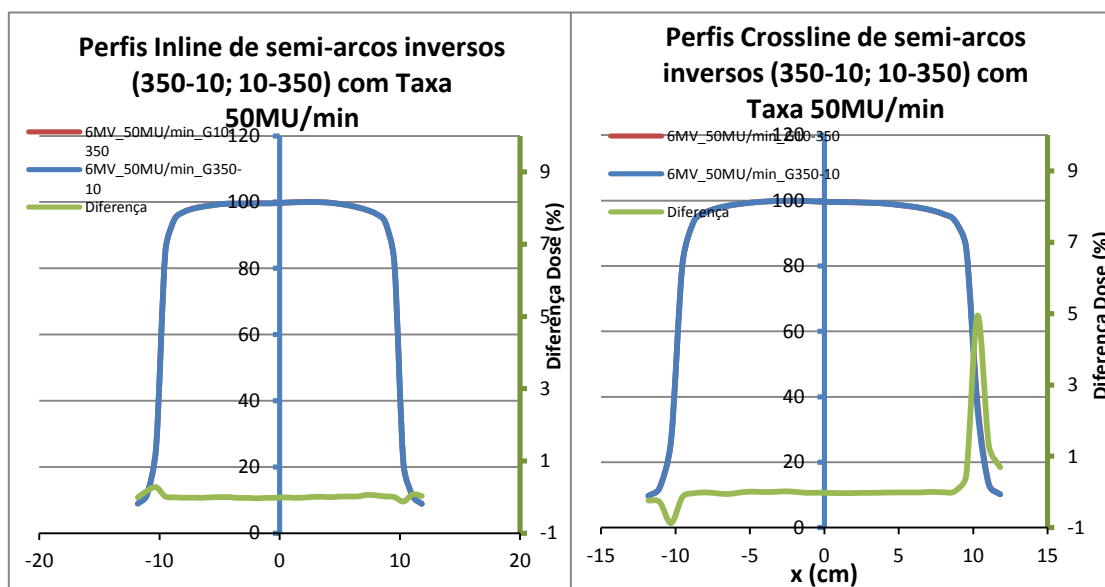


Gráfico 5.2: Perfis Inline e Crossline de semi-arcos inversos (350-10; 10-350) com taxa de 600MU/min, com energias de 6MV.

Compararam-se também perfis medidos com diferentes taxas de dose para o mesmo semi-arco.

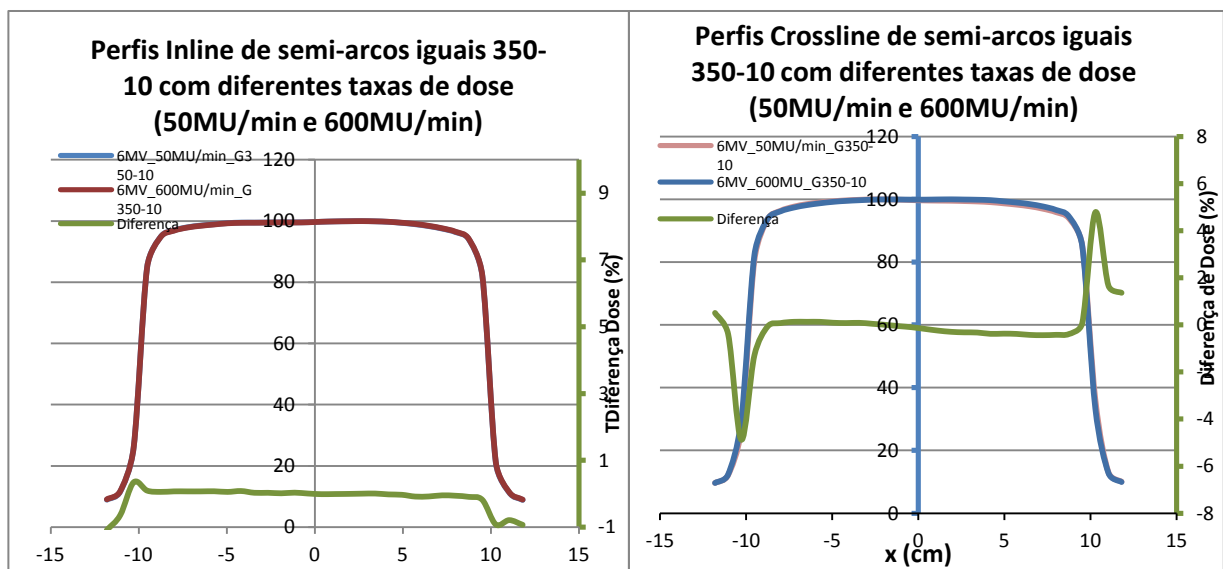


Gráfico 5.3: Perfis Inline e Crossline adquiridos com o semi-arco 350°-10° com taxas de dose de 50MU/min e 600MU/min, com energia de 6MV.

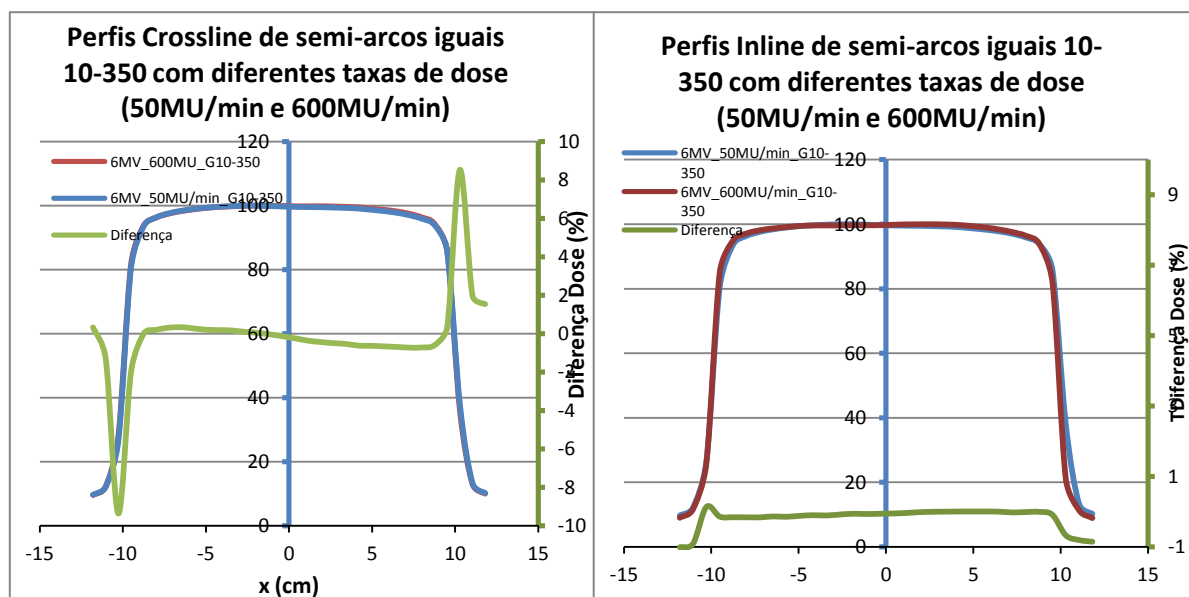


Gráfico 5.4: Perfis Inline e Crossline adquiridos com o semi-arco 10°-350° com taxas de dose de 50MU/min e 600MU/min, com energia de 6MV

O gráfico 5.3 apresenta os perfis adquiridos com o semi-arco 350°-10°, com taxa de dose de 50MU/min e 600MU/min e o gráfico 5.4 apresenta os perfis adquiridos com o semi-arco 10°-350° com taxa de dose de 50MU/min e 600MU/min. Verifica-se que não existe uma diferença significativa entre os perfis adquiridos com diferentes taxas de dose. A diferença é mais notória nos perfis crossline, cerca de 8% na zona da penumbra.

5.7.2. Estabilidade em função da rotação da Gantry

A tabela seguinte apresenta os dados obtidos para determinar o output para a energia de 10 MV, campo de 5cm x5cm, 100MU, para a gantry a 0°, 90°, 180° e 270°. O gráfico xx apresenta a variação do output em função da angulação da gantry, para a energia de 10MV e campo de 5cm x5cm. Apresentou-se apenas para estas condições, uma vez que os resultados obtidos para as outras energias e dimensão de campo são similares. O valor de output apresentado na tabela apenas corrige as medições efectuadas com o k_{pt} , não efectuando a correcção para o k_q . A variação de dose apresenta a diferença percentual do output em relação ao output obtido com a gantry a 0°.

Tabela 5.2: Estabilidade do output em função da rotação da gantry, para a energia de 10MV com um campo de 5cm x5cm.

10MV 5x5 100UM				
Ângulo gantry (°)	270	180	90	0
Medições	66,94	66,13	67,08	67,51
	66,95	66,18	67,1	67,43
	66,9	66,13	67,09	67,46
Pressão	1016,7	1016,9	1016,7	1016,6
Temperatura (°C)	21,8	21,56	21,8	21,64
K _{pt}	1,003	1,002	1,003	1,002
Output	67,112	66,260	67,273	67,621
Variação de dose (%)	0,75%	2,01%	0,51%	0,00%

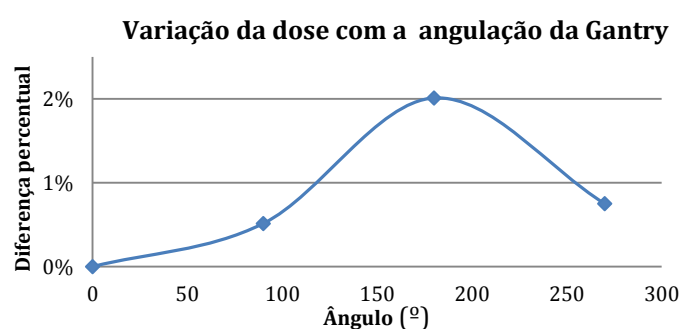


Figura 5.1: Variação da dose com a angulação da Gantry para a energia de 10MV com um campo de 5cm x5cm.

De seguida apresenta-se uma tabela e gráfico com a variação do output para todas as energias e dimensão de campo avaliadas.

Tabela 5.3: Variação do *outup* com a rotação da gantry para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.

Variação Output (rotação gantry)				
Energia e dimensão campo	270°	180°	90°	0°
6MV 10x10	0,67%	2,29%	0,28%	0,00%
6MV 5x5	0,72%	2,57%	0,34%	0,00%
10MV 5x5	0,75%	2,01%	0,51%	0,00%
10MV 10x10	0,66%	1,81%	0,43%	0,00%
15MV 5x5	0,65%	1,77%	0,54%	0,00%
15MV 10x10	0,69%	1,58%	0,52%	0,00%
Média	0,69%	2,01%	0,44%	
	1,04%			

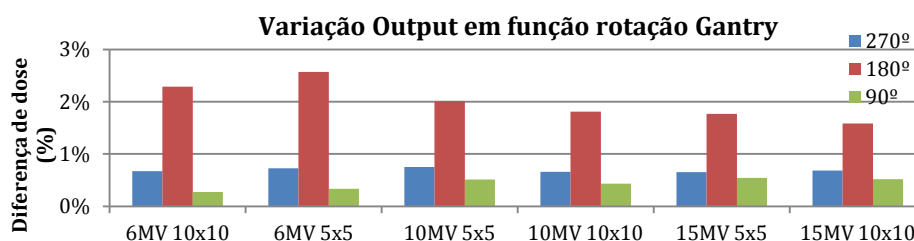


Figura 5.2: Variação do *outup* com a rotação da gantry para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.

Analisando os resultados, verifica-se que o output varia mais com a gantry a 180°, em relação ao output com a gantry a 0°. Este facto pode ser justificado uma vez que a 180° existe atenuação do tampo da mesa de tratamentos, sendo que desta forma o valor do output é menor. Assim, a diferença percentual em relação ao output a 0° é maior.

Foi obtida uma variação média da diferença percentual do output, para todas as energias e dimensão de campo, de 1,04%, que é próxima dos valores referenciados na literatura, que indicam uma variação de $\pm 1\%$. (Klein, et al., 2009) (LoSasso T. J., 2003).

5.7.3. Estabilidade em função das Unidades Monitor

A tabela seguinte estão os dados obtidos para determinar o output para a energia de 10 MV, taxa de 300 UM/min, gantry a 0°, campo de 20cm x 20cm, para várias UM. A figura 5.1 apresenta a variação do output em função das UM, para a energia de 10MV e campo de 20cm x 20cm. Apresentou-se apenas para estas condições, uma vez que os resultados obtidos para as outras energias e dimensão de campo são similares. O valor de

output apresentado na tabela apenas corrige as medições efectuadas com o k_{pt} , não efectuando a correcção para o k_q .

Tabela 5.4: Variação do output em função da variação das UM, para a energia de 10MV com um campo de 20cm x 20cm.

	10MV 300UM/min 20x20													
UM	3	4	5	6	8	10	15	20	30	50	75	100	150	200
medições	2,92	3,86	4,82	5,77	7,67	9,61	14,37	19,14	28,73	47,84	71,81	95,77	143,70	191,70
	2,91	3,85	4,82	5,77	7,69	9,62	14,40	19,17	28,70	47,89	71,76	95,76	143,70	191,80
	2,89	3,84	4,82	5,76	7,71	9,59	14,38	19,15	28,73	47,86	71,80	95,76	143,80	191,80
KpT	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000
Output	2,91	3,85	4,82	5,77	7,69	9,61	14,39	19,17	28,74	47,90	71,81	95,80	143,78	191,83

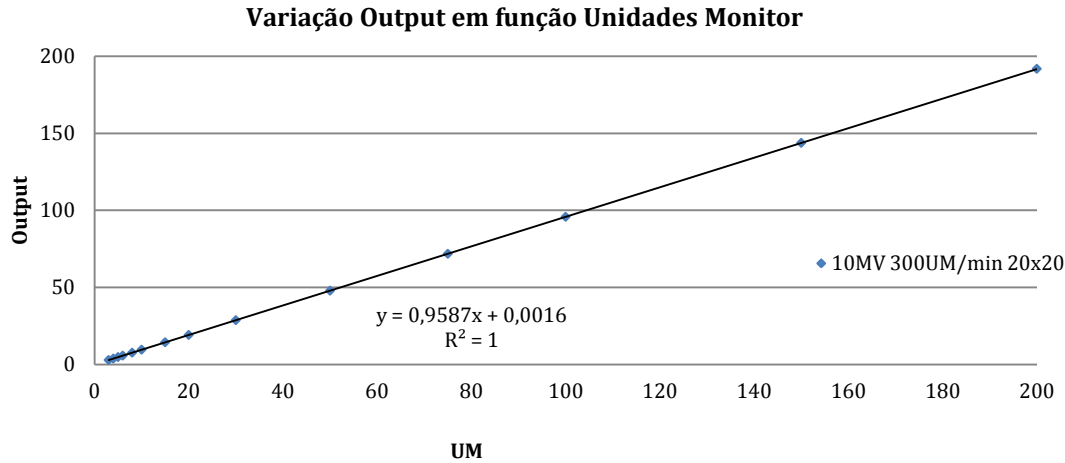


Figura 5.3:Variação do output em função da variação das UM, para a energia de 10MV com um campo de 20cm x 20cm.

Verifica-se que existe um comportamento crescente e proporcional do output medido em função do aumento das UM. De seguida apresenta-se um gráfico com a diferença percentual do output para todas as energias e dimensão de campo avaliadas.

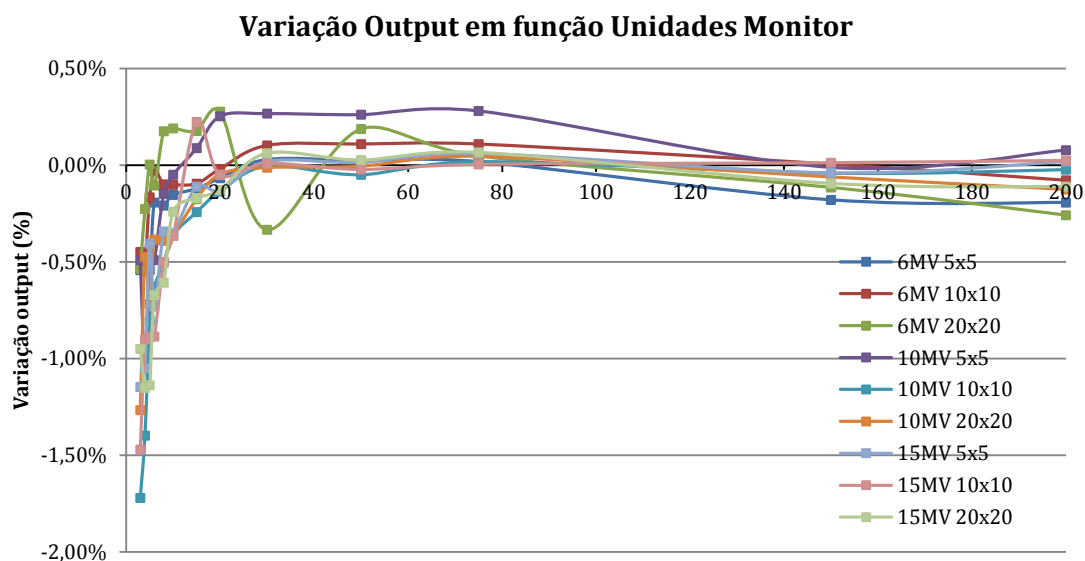


Figura 5.4: Variação do output em função da variação das UM, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.

A tabela seguinte apresenta a variação média do output em função das UM, entre 3 e 4 UM e entre 5 e 200 UM, para as energias de 6, 10 e 15MV.

Tabela 5.5: Variação média do output em função das UM.

	3-4UM	5-200 UM
6MV	-0,47%	-0,05%
10MV	-1,07%	-0,15%
15MV	-1,11%	-0,23%
Média	-0,88%	-0,14%

Verifica-se que para as unidades monitor entre 3 e 4 a variação média do output é inferior a 1% e para as unidades monitor entre 5 e 200 a variação média do output é inferior a 0,15%. Estes valores estão dentro das tolerâncias apresentadas no report (Nath, et al., 1994).

5.7.4. Estabilidade em função da Taxa de Dose

A tabela seguinte apresenta a variação do output (diferença percentual em relação ao output obtido com a taxa de 300UM/min) em função da taxa de dose, para as várias energias e dimensão de campo.

Tabela 5.6: Variação do output em função da taxa de dose, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.

Energia e dimensão campo	Variação Output			
	50 UM/min	100 UM/min	200 UM/min	600 UM/min
6MV 10x10	0,15%	0,16%	0,08%	-0,11%
6MV 5x5	0,13%	0,12%	0,11%	-0,21%
10MV 5x5	0,22%	0,21%	0,08%	-0,11%
10MV 10x10	0,09%	0,01%	0,05%	-0,10%
15MV 5x5	-0,19%	0,09%	-0,02%	-0,08%
15MV 10x10	0,01%	-0,03%	-0,01%	-0,08%
média	0,07%	0,09%	0,05%	-0,11%
	0,02%			

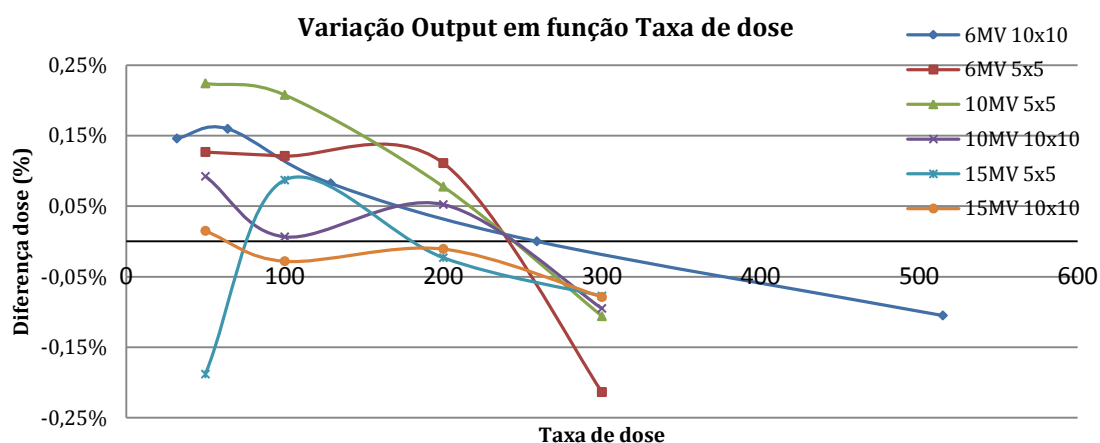


Figura 5.5: Variação do output em função da taxa de dose, para as energias de 6, 10 e 15 MV e para as dimensões de campo 5cmx5cm e 10cmx10cm.

Verifica-se que não existe uma alteração significativa do output quando se varia a taxa de dose.

5.7.5. Determinação do factor de transmissão T

A tabela seguinte apresenta dos valores de output medidos nas condições do setup apresentado para determinação do factor de transmissão. O factor de transmissão obtido foi 1,58% próximo do valor apresentado na literatura (1,5%) para a transmissão das lâminas MLC da *Elekta*. (Liu, 2008)

Tabela 5.7: Determinação da Transmissão do MLC com o Output medido nas condições A e B.

6MV/Gy	
SetupA	1,166
	1,176
SetupB	0,01856
	0,01843
T _{mlc}	1,579%

A transmissão total do MLC deve ter em consideração todas as energias. No entanto, o mais correcto é efectuar o cálculo da transmissão para as dimensões de campo e profundidades consideradas relevantes para a técnica em validação - IMRT, VMAT.

5.8. Testes específicos para VMAT

5.8.1. Verificação do desempenho dinâmico do diafragma

Neste teste ocorria uma movimentação dos diafragmas X e Y e pretendia-se verificar se o movimento que efectuavam, precisão e velocidade, estava dentro das tolerâncias. Escolheu-se a energia de 6MV. Determinaram-se as UM necessárias para promover diferentes velocidades dos diafragmas. O Item44Part134 era 550 e portanto as UM inseridas para a velocidade de 0,5cm/s foram 183, para a velocidade de 1cm/s foram 92 e para a velocidade de 1,5cm/s foram 61. De seguida apresenta-se a tabela com os erros máximos e mínimos para cada diafragma. O gráfico obtido foi similar ao apresentado na figura 4.13.

Tabela 5.8: Erros máximos obtidos na verificação do desempenho dinâmico dos diafragmas.

Diafragma	Maximo erro negativo	Máximo erro positivo	Tolerância
X1	-6	6	-10/10
X2	-6	6	-10/10
Y1	-4	4	-10/10
Y2	-3	4	-10/10

Verifica-se que os erros estão dentro das tolerâncias, o que indica que o desempenho dinâmico dos diafragmas está dentro das especificações para VMAT.

5.8.2. Verificação do desempenho dinâmico da Gantry

Neste teste ocorria uma movimentação da gantry com dois arcos, o primeiro com filtro e o segundo sem filtro, e pretendia-se verificar se o movimento que efectuava, precisão e velocidade, estava dentro das tolerâncias. Escolheu-se a energia de 6MV. Determinaram-se as UM necessárias para cada step, 460 UM no step1 quando se coloca o filtro e 480 UM no step2 quando se retira o filtro.

Obteve-se um gráfico similar ao apresentado na figura 4.14.

Verificou-se que os erros estão dentro das tolerâncias, o que indica que o desempenho dinâmico da gantry está dentro das especificações para VMAT.

5.8.3. Verificação dinâmica das lâminas do MLC

Neste teste ocorria uma movimentação dinâmica das lâminas e pretendia-se verificar se a precisão e velocidade nos movimentos que efectuavam estava dentro das tolerâncias. Escolheu-se a energia de 10MV, o Item44Part134 era 439 e portanto prescreverem-se 37UM.

Obteve-se um gráfico similar ao apresentado na figura 4.15.

Verificou-se que os erros estão dentro das tolerâncias, o que indica que o desempenho dinâmico das lâminas está dentro das especificações para VMAT.

5.8.4. Medição velocidade das lâminas: Banco lâminas Y1 e Y2

Neste teste ocorria uma movimentação dinâmica das lâminas e pretendia-se determinar a velocidade nos movimentos de abertura e fecho e verificar se estava dentro das tolerâncias. Escolheu-se a energia de 6MV. Obteve-se um gráfico similar ao apresentado na figura 4.16, para cada banco de lâminas. A primeira variação corresponde à velocidade de abertura e a segunda à de fecho. A tabela seguinte apresenta as velocidades obtidas, de abertura e fecho das lâminas, para cada banco.

Tabela 5.9: Velocidades das lâminas obtidas no teste de medição da velocidade das lâminas dos bancos Y1 e Y2.

	Velocidade abertura	Velocidade fecho
Banco Y1	$v = \frac{2486/100}{24.75 - 14} = 2.31 \text{ cm. s}^{-1}$	$v = \frac{2487/100}{45.5 - 34.5} = 2.26 \text{ cm. s}^{-1}$
Banco Y2	$v = \frac{2476/100}{28 - 17.25} = 2.20 \text{ cm. s}^{-1}$	$v = \frac{2486/100}{48.25 - 37.25} = 2.27 \text{ cm. s}^{-1}$

Obteve-se para os dois bancos de lâminas velocidades superiores a 2 cm.s⁻¹, como indicado nas especificações.(Elekta, 2010)

5.9. Calibração do ArcCHECK e Delta 4

A calibração do Delta4® é extensa e exige a utilização de um fantoma de PMMA para efectuar leituras de dose nas condições equivalentes à localização dos detectores. Os mesmos passos são repetidos duas vezes, uma para a calibração das placas laterais (*wings*) e outra para a calibração da placa principal (*main*). No final exige a montagem das placas de forma a “construir” o detector. A calibração do ArcCHECK® é mais simples e intuitiva. Os passos são mais fáceis e rápidos de efectuar, não sendo necessário efectuar qualquer montagem. Exige também a leitura da dose nas condições equivalentes à localização dos detectores para a calibração absoluta.

Após as calibrações do ArcCHECK® e do Delta 4® serem realizadas foram exportados os planos calculados no Monaco®, quer para a rede MOSAIQ quer para o Delta4® e ArcCHECK®.

5.10. Irradiação efectiva do ArcCHECK e Delta 4 no AL com as planimetrias calculadas

No software do Delta4® é automaticamente criado o “doente” assim que se insere o plano vindo do TPS. Para planos de VMAT é necessário colocar no AL um sensor de angulação (inclinómetro) e efectuar um “set” do ângulo a que está a gantry (180°) no software. Inicialmente irradiaram-se vários tipos de planeamentos (Box, IMRT *Sliding Window*, VMAT) e efectuou-se a comparação com o calculado no TPS. Não se obtiveram bons resultados em nenhum tipo de planos, sendo que a percentagem de pontos que passavam a análise gamma (3%,3mm) era inferior, quase sempre, a 20%. Repetiu-se a calibração para verificar se teria sido efectuado algum erro durante a calibração e que pudesse justificar resultados tão insatisfatórios. Irradiaram-se novamente os mesmos planos e continuou-se a obter resultados similares. Verificou-se e constatou-se que os planos estavam a ser calculados (centro do *body*), exportados do Monaco e importados no Delta4 correctamente.

De seguida, outro passo que se abordou para averiguar a origem dos maus resultados obtidos, foi calcular no TPS a dose que se mediu no fantoma de PMMA no AL durante a calibração do Delta4. Verificou-se que existia uma diferença significativa entre os dois valores, sendo que a dose medida na primeira calibração, para a energia de 6MV, foi 98,02 cGy, na segunda calibração foi 98,01 cGy e a dose calculada no TPS Monaco®,

com uma variância de 2,5%, foi 93,4 cGy. Uma vez que os valores medidos nas duas calibrações realizadas eram semelhantes entre si e diferentes do valor calculado no TPS, procurou-se avaliar se o erro viria do TPS. Determinou-se o valor de densidade electrónica indicado no TPS para o material na TAC do Delta4 (PMMA, 217HU), que era 1,31 g/cm³, e verificou-se que era diferente do valor teórico indicado no manual do Delta4®, 1,147 g/cm³, ou seja, estava a ser cometido um erro de 12,4%. A recta CT-ED que estava a ser usada no TPS tinha sido calculada com base em medidas efectuadas com o fantoma Catphan®. Decidiu-se então efectuar nova recta CT-ED, mas desta vez utilizou-se o fantoma CIRS, colocando *inserts* de osso, pulmão, músculo e tecido adiposo. Ao inserir os valores de HU e densidade electrónica no TPS considerou-se ainda a água (0 HU, 1 densidade electrónica) e o ar (-1000 HU, 0,01 densidade electrónica) e determinou-se o valor para materiais mais densos (prótese, com 2000HU) através da regressão linear dos valores positivos de HU considerados. Com a nova recta CT-ED obteve-se um valor de 1,151 g/cm³ para a densidade electrónica do PMMA, ou seja uma variação 0,35% face ao valor teórico. Mediram-se novamente alguns dos planos que já tinham sido irradiados e os resultados melhoraram significativamente, isto é, a percentagem de pontos que passavam a análise gama (3%,3mm) já era próxima de 90%. Contudo, os resultados ainda não eram satisfatórios para aceitar as planimetrias (análise gama (3%,3mm) superior a 90%). Verificou-se que, embora a análise DTA evidenciasse uma boa correspondência entre o posicionamento (calculado e o medido) ainda existia um desvio da dose cerca de 3% (este desvio foi verificado através de um *rescale* possível de efectuar no software).

Não se conseguiu determinar a origem do(s) erro(s) que impedia(m) comparar o medido no AL com o calculado no TPS para os planos de VMAT, IMRT, Box com o Delta4®. O procedimento a seguir será avaliar juntamente com a *ScandiDOS* os resultados obtidos e averiguar se existe algum erro ou algum parâmetro que deva ser ajustado no TPS ou se, de alguma forma, é necessário efectuar alguma correcção para o output diário do AL.

Uma vez que estavam a ser comparados o ArcCHECK® e o Delta4®, os planos que tinham sido irradiados para analisar no Delta4® também foram irradiados para analisar com o ArcCHECK®. Quando se detectou o erro da recta CT-ED através dos resultados do Delta4®, já tinham sido irradiados vários planos e obtidos resultados com o ArcCHECK com a percentagem de pontos que passavam a análise Gama (3%,3mm) acima de 90%. Tinha-se começado a avaliar o efeito da calibração absoluta, efectuada diariamente, quando inserido o valor de dose calculado no TPS (ainda com a recta CT-ED errada), que era 248,6 cGy, ou o valor medido no AL, com o fantoma de placas. Estava também a ser avaliada a reprodutibilidade do AL, irradiando o mesmo plano várias vezes no mesmo dia,

e em dias diferentes verificando se a análise Gama apresentava resultados similares. Procurava-se também avaliar o efeito de pequenas alterações nos parâmetros que se colocam no TPS Monaco para efectuar os planeamentos, como a variância, a área e a largura mínima dos segmentos, as MU mínimas por segmento, o número de *control points* (CP), entre outros parâmetros. A tabela seguinte apresenta os resultados em termos taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK e o calculado no TPS para as planimetrias irradiados durante a fase inicial, antes de ser detectado o erro na recta CT-ED.

Tabela 5.10: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK e o calculado no TPS, para vários planeamentos, durante a fase inicial.

ArcCheck®		Análise Gamma			
		3%/3mm		2%/2mm	
Nome Plano	Calibração	RD	AD	RD	AD
Box	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	97,3%	92,8%	85,1%	84,8%
	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,9%	91,3%	76,7%	80,7%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,3%	91,0%	82,6%	80,4%
IMRT Step and Shoot - Prostate	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	95,7%	87,5%	81,7%	65,8%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,6%	81,6%	78,5%	56,9%
	19-08-2011 TPS (248,6 cGy)	93,7%	81,2%	78,5%	58,0%
	19-08-2011 AL (252,41 cGy)	89,3%	68,3%	72,3%	45,4%
IMRT SSMedium -Prostate	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,2%	85,7%	79,6%	60,3%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,7%	86,6%	78,9%	62,2%
IMRT StepShootB -Prostate	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	93,9%	86,1%	79,8%	62,5%
IMRT StepShootC -Prostate	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,8%	86,0%	80,1%	58,2%
IMRT SS10UM	19-08-2011 TPS (248,6 cGy)	93,2%	83,6%	79,4%	61,2%
		93,4%	84,7%	80,0%	64,5%
	19-08-2011 AL (252,41 cGy)	93,2%	79,4%	79,4%	54,6%
IMRT SS05	19-08-2011 TPS (248,6 cGy)	93,9%	79,8%	75,9%	56,3%
	19-08-2011 AL (252,41 cGy)	93,9%	74,6%	75,9%	48,7%
IMRT Dinamic - Prostate (270 CP)	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	97,4%	89,1%	85,7%	70,4%
	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,5%	88,8%	79,3%	71,9%
IMRT DinamicCP150B - Prostate	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	93,6%	87,6%	80,1%	69,0%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,5%	87,6%	78,8%	68,4%
IMRT DinamicCP150 - Prostate (307 CP)	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,5%	91,9%	82,5%	71,1%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,7%	88,7%	81,7%	65,3%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,0%	88,6%	81,5%	66,4%
IMRT DinamCP120 - Prostate	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,1%	89,3%	82,3%	66,7%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,7%	89,9%	81,9%	68,3%
VMAT	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	97,5%	94,8%	84,1%	75,9%

- Prostate (109 CP)		98,1%	95,0%	81,6%	76,0%
	11-08-2011 AL (251,17 cGy)	95,6%	85,1%	80,5%	65,1%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,3%	92,4%	82,0%	74,7%
IMRT <i>Step and Shoot</i> - H&N	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	96,2%	89,2%	84,2%	70,7%
	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,3%	80,2%	79,8%	62,6%
HNStepShootB	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,2%	84,8%	80,3%	64,2%
HNStepShootC	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,6%	85,2%	79,7%	63,0%
HNStepShootD	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	89,1%	86,3%	80,9%	62,0%
IMRT Dinamic - H&N (429 CP)	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	97,9%	93,8%	87,0%	79,5%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,8%	90,4%	82,0%	74,0%
HNDinamicB (432 CP)	10-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,9%	91,1%	81,3%	71,7%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	94,7%	91,4%	81,7%	71,7%
HNDinamicC (429 CP)	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,1%	91,0%	83,0%	70,6%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,1%	92,1%	83,1%	75,0%
HNDinamicD (429 CP)	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	96,1%	91,2%	82,7%	72,6%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	95,8%	91,5%	81,7%	73,3%
VMAT - H&N (169 CP)	28-07-2011 TPS (248,6 cGy)	99,4%	96,9%	89,8%	85,7%
		99,0%	96,7%	87,8%	83,7%
	11-08-2011 TPS (248,6 cGy)	97,8%	94,8%	85,9%	79,7%
	12-08-2011 TPS (248,6 cGy)	97,9%	95,3%	86,8%	80,9%

Embora não seja possível retirar conclusões definitivas uma vez que a recta CT-ED estava incorrecta, pode-se constatar que a reprodutibilidade do AL é elevada, não só para planos mais simples como para planos mais complexos, como VMAT, uma vez que a análise Gamma deu resultados similares para a análise do mesmo plano, quando irradiado em situações distintas. Por exemplo, o plano de VMAT-H&N irradiado em três dias diferentes, com três calibrações de dose distintas, apresenta uma percentagem de pontos que passavam a análise Gamma (3%,3mm) muito próxima nas várias análises (2,1% de diferença máxima). Na figura seguinte apresenta-se a comparação apresentada no software *SNCPatient* para o caso VMAT H&N, irradiado com a calibração 28-07-2011 TPS (248,6 cGy). A imagem mais detalhada está apresentada em anexo, no conjunto de *reports* de algumas planimetrias.

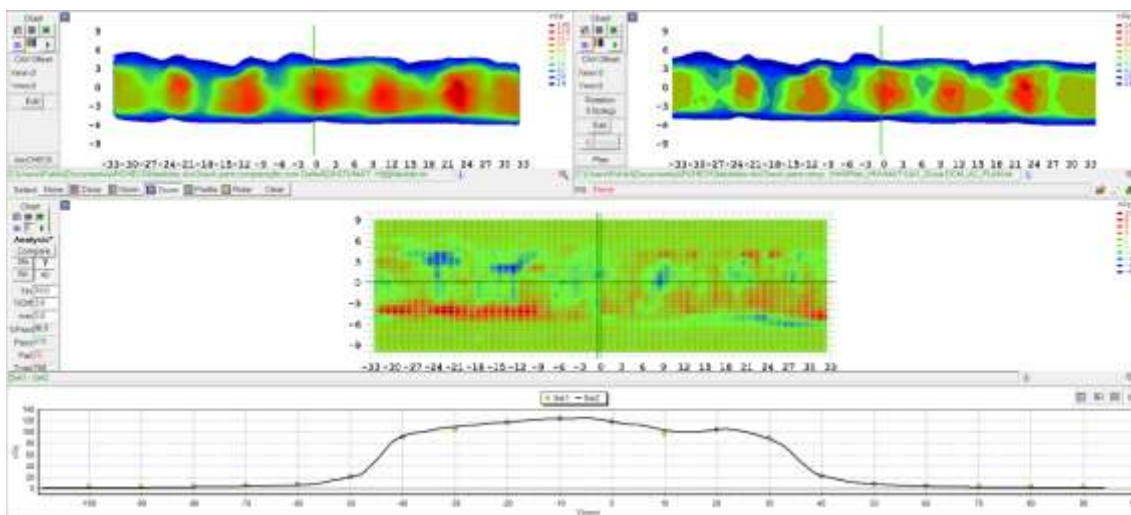


Figura 5.6: Resultado apresentado no software do ArcCHECK na comparação entre o medido com o ArcCHECK e a dose da planimetria VMAT H&N - 28-07-2011 TPS (248,6 cGy). Análise Gamma (3%,3mm): AD=96,9%.

Inicialmente parecia que a calibração de dose absoluta estava a ter influência, quando colocado o valor de dose medido no AL ou o valor calculado no TPS. No entanto, é incorrecta esta conclusão pois o valor de dose calculado no TPS estava incorrecto. Este valor (248,6cGy) foi calculado com a recta CT-ED errada e efectivamente era diferente do medido no AL com o fantoma de placas, reflectindo-se este facto na análise Gama. Por exemplo, para o plano *VMAT-Prostate* a percentagem de pontos que passavam a análise Gama, em absoluto, (3%,3mm) com a calibração efectuada com a dose do TPS era 7,3% superior à análise efectuada com a dose medida no AL. Esta incoerência de valores inicialmente não apresentava uma justificação até se detectar o erro na recta CT-ED, onde se percebeu que o ficheiro de dose da planimetria exportado do TPS não apresentava valores de dose correctos.

Em relação à alteração dos parâmetros de cálculo do Monaco®, não se verificaram alterações significativas, embora, mais uma vez, esta conclusão possa não ser totalmente correcta. Possivelmente as alterações efectuadas foram pequenas para perceber realmente o impacto da alteração destes parâmetros na optimização dos planeamentos. No entanto, pode constatar-se que o AL efectivamente consegue reproduzir melhor os planos de VMAT do que os planos de IMRT *Step and Shoot*.

Depois, alterou-se a recta CT-ED para a correcta e efectuou-se o cálculo das mesmas planimetrias no Monaco®. Irradiaram-se algumas dessas planimetrias para verificar o efeito da correcção da recta CT-ED e efectuou-se a análise com o ArcCHECK®.

Efectuaram-se ainda as novas planimetrias com base no fantoma CIRS. As condições e os resultados dos planos irradiados estão apresentados na tabela seguinte, sendo os últimos cinco casos os novos calculados com base no fantoma CIRS.

Tabela 5.11: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK® e o calculado no TPS, para várias planimetrias.

ArcCheck®		Análise Gama			
		3%/3mm		2%/2mm	
Nome Plano	Calibração	RD	AD	RD	AD
Box	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	94,0%	92,7%	78,7%	84,3%
	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	94,0%	93,5%	80,0%	85,2%
	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	96,0%	92,8%	82,6%	85,1%
IMRT <i>Step and Shoot</i> - Prostate	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	95,2%	87,8%	78,7%	65,3%
	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	95,5%	88,7%	79,6%	66,8%
	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	95,5%	88,8%	82,4%	64,1%
IMRT <i>Dinamic</i> - Prostate	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	93,3%	91,0%	79,4%	72,3%
	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	94,4%	91,3%	79,8%	71,8%
	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	95,1%	92,7%	82,2%	70,9%
VMAT – Prostate (109 CP)	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	93,9%	94,3%	81,3%	77,8%
	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	94,6%	94,5%	81,3%	77,4%
	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	95,1%	95,3%	81,4%	78,4%
IMRT <i>Step and Shoot</i> - H&N	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	94,1%	90,9%	77,7%	74,9%
IMRT <i>Dinamic</i> – H&N	29-08-2011 AL (252,5 cGy)	96,1%	94,7%	83,3%	81,2%
VMAT – Prostate 1236	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	97,2%	97,4%	85,6%	84,1%
	26-08-2011 AL (250,95 cGy)	97,4%	97,6%	85,3%	83,6%
	02-09-2011 (253,1 cGy) -6MV	98,4%	97,6%	86,5%	83,0%
VMAT - Mama 22Agosto (2 arcos -125CP e 87 CP)	02-09-2011 (253,1 cGy) - 6MV	98,3%	98,5%	86,5%	85,6%
IMRT Dinamic Left Mama	01-09-2011 (253,6 cGy) - 6MV	98,2%	98,2%	89,1%	88,8%
IMRT Dinamic Utero	01-09-2011 (265,7 cGy) - 10MV	98,2%	93,8%	88,1%	77,2%
	01-09-2011 (265,7 cGy) - 10MV	98,1%	93,8%	89,0%	77,0%
VMAT Rectum 97CP	01-09-2011 (265,7 cGy) - 10MV	99,6%	95,2%	93,8%	81,0%

Comparando estes resultados com os resultados obtidos inicialmente, avaliando a percentagem de pontos que passavam a análise Gama (3%,3mm), verificou-se que a correcção da recta de calibração trouxe melhorias. Por exemplo, para o plano *VMAT-Prostate* a média da percentagem de pontos que passavam a análise Gama (3%,3mm) em dose absoluta melhorou 3,2%. A figura seguinte apresenta a comparação apresentada no software *SNCPatient* para o caso VMAT Prostata, irradiado com a calibração 29-08-

2011(252,5 cGy). A imagem mais detalhada está apresentada em anexo, no conjunto de *reports* de algumas planimetrias.

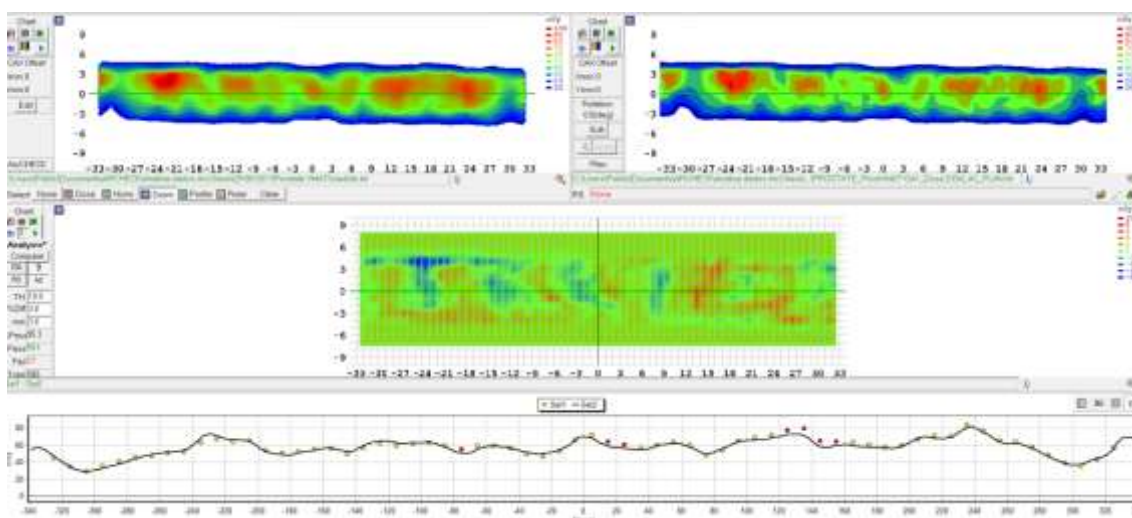


Figura 5.7: Resultado apresentado no software do ArcCHECK® na comparação entre o medido com o ArcCHECK e a dose da planimetria VMAT Prostate - 29-07-2011 TPS (248,6 cGy). Análise Gama (3%,3mm): AD=95,3%.

Verificou-se que calibração absoluta não influencia os resultados, isto é, o mesmo plano irradiado em dias diferentes, com calibrações absolutas diferentes, apresenta análises Gama com resultados semelhantes. Com a nova recta CT-ED já não se verifica uma diferença significativa entre o valor de dose calculado no TPS Monaco (251,2 cGy, com variância de 0,5%) e a medida no AL (p.e. 252,5 cGy) e, portanto, a calibração absoluta não influencia os resultados obtidos e, portanto, deve ser efectuada para anular qualquer oscilação que possa ocorrer no output diário do AL.

Analisando os resultados obtidos podem-se retirar algumas conclusões acerca do AL e do ArcCHECK®. Em relação ao pretendido com esta avaliação recorrendo ao ArcCHECK®, a conclusão mais significativa é que o AL consegue reproduzir os planos, mesmo os mais complexos de VMAT, calculados no TPS, uma vez que se obtém resultados de análise gama (3%,3mm) superiores a 90%, evidenciando a correspondência entre o planeado no TPS e o que o AL reproduz efectivamente. A reprodutibilidade do AL é elevada, uma vez que se obtém resultados similares, em termos de análise gama, com os planos irradiados em momentos diferentes.

5.11. Irradiação efectiva do ArcCHECK® e da MatrixX com MultiCube® no AL com as planimetrias calculadas

Após ter sido efectuada a avaliação das várias planimetrias com o ArcCHECK®, de explorar o software *SNCPatient* e de perceber que existia reprodutibilidade dos resultados, avançou-se para a utilização da MatrixX® com o MultiCube® para efectuar o QA das planimetrias de VMAT. Foram efectuadas novas planimetrias de VMAT e o objectivo prendia-se com a comparação da avaliação do QA das planimetrias efectuada com MatrixX® com o MultiCube® e com o ArcCHECK®.

Antes de efectuar a irradiação das planimetrias, mediu-se o output do AL nas condições de calibração para o ArcCHECK® (3,3cm de profundidade, com SSD de 86,3cm), utilizando o fantoma de placas e a CI CC13 96330, para as energias de 6 MV e 10 MV e calibrou-se o ArcCHECK® em dose absoluta. A MatrixX com o MultiCube® foi pré-irradiada com 1000MU. Os equipamentos foram posicionados na mesa de tratamentos e alinhados com os lasers. Foi efectuada a irradiação das planimetrias e efectuada a comparação com o calculado no TPS em cada software. O software do ArcCHECK® (*SNCPatient*) permite efectuar a análise gama em dose absoluta e relativa e o software da MatrixX® (*Omnipro I'mRT*) apresenta a análise gama em modo relativo. A tabela seguinte apresenta os resultados obtidos na análise gama.

Tabela 5.12: Análise Gama: taxa de correspondência entre o medido no ArcCHECK e na MatrixX com MultiCube e o calculado no TPS, para várias planimetrias.

Nome Plano	Energia	Calibração ArcCheck	Análise Gama - MatrixX		Análise Gama - ArcCheck			
			3%/3mm	2%/2mm	3%/3mm		2%/2mm	
					RD	AD	RD	AD
Vmat Rectum	10MV	01-09-2011 (265,7 cGy) - 10MV	99,69%	96,18%	99,6%	95,2%	93,8%	81,0%
Mister Prostate	10MV	06-10-2011 (265,1cGy) -10MV	99,43%	96,07%	97,0%	96,6%	91,1%	88,4%
Maria Peito	6MV	06-10-2011 (250,1cGy) -6MV	96,38%	87,19%	92,2%	92,6%	78,3%	79,2%
Dois Lung	6MV	06-10-2011 (250,1cGy) -6MV	99,51%	97,55%	97,9%	97,8%	91,4%	90,6%

As figuras 5.8 e 5.9 apresentam os resultados apresentados no software da MatrixX Evolution® e do ArcCHECK® da comparação entre o medido, com a MatrixX Evolution® e com o ArcCHECK®, e a planimetria do TPS, para o plano *Mister Prostate*. Em anexo apresentam-se os *reports* das comparações apresentadas na tabela 5.12.

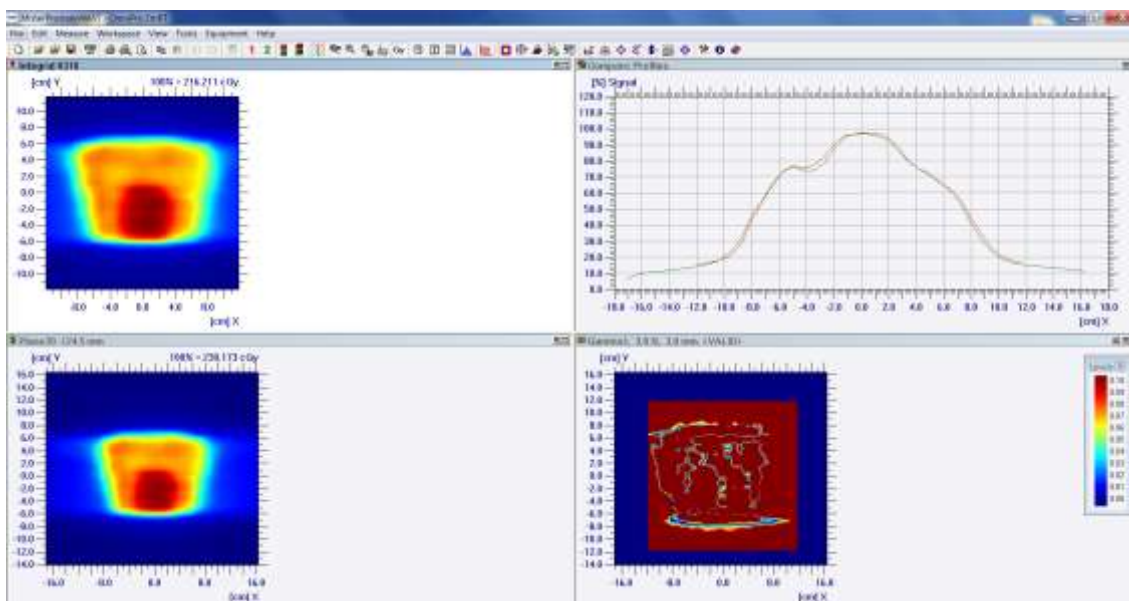


Figura 5.8: Análise no software *Omnipro I'mRT* - comparação entre o medido com a MatrixX com MultiCube® e a planimetria do TPS para o caso *Mister Prostate*.

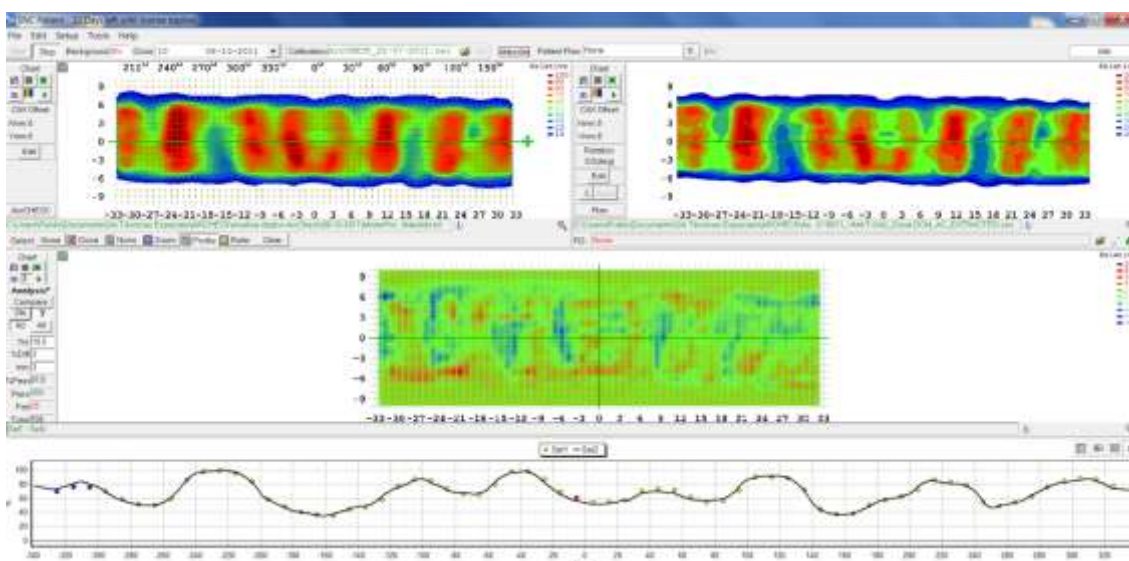


Figura 5.9: Análise no software *SNCPatient* - comparação entre o medido com ArcCHECK® e a planimetria do TPS para o caso *Mister Prostate*. Análise Gama (3%,3mm): AD=96.6%.

Analisando os resultados verifica-se que existe grande semelhança, em termos de análise gama relativa, nos quatro casos. O software *Omnipro I'mRT* apenas apresenta a análise gama em modo relativo. No caso de apenas ter disponível a MatrixX® com MultiCube®, e não o ArcCHECK®, seria necessário completar o QA da planimetria de forma a efectuar a avaliação da dose absoluta. Tal poderia ser efectuado recorrendo a películas. Comparando os equipamentos, a principal desvantagem da MatrixX® é o facto

de efectuar uma comparação 2D dos planos de dose. A utilização do MultiCube traz a possibilidade de efectuar o QA de técnicas rotacionais, mas para isso adiciona um conjunto de factores de correcção angular ao que mede a MatrixX e, portanto, o resultado não é uma medição directa, vindo portanto associado a mais incerteza. O ArcCHECK® apresenta-se vantajoso pois possibilita uma análise 3D dos planos de dose, quer em termos absolutos, quer em termos relativos. No entanto, face à disposição dos detectores, esta análise é mais superficial e não no centro, onde se encontra a área de maior relevância clínica.

6. CAPÍTULO VI

6. Conclusões

As técnicas de radioterapia externa têm evoluído significativamente nos últimos anos, tendo surgido a modulação da intensidade do feixe através da variação da posição e velocidade das lâminas do MLC (IMRT). Aliando a esta modulação com as lâminas do MLC a variação da taxa de dose e a rotação da gantry a diferentes velocidades surge a técnica VMAT. O VMAT traz então maior eficiência aos tratamentos de RE, possibilitando que em cada instante durante a rotação da gantry o MLC se adapta à forma do volume tumoral e que proteja os OR, modificando a taxa de dose, conseguindo uma melhor distribuição de dose. A implementação desta nova técnica em modo clínico requer que seja efectuado um extenso conjunto de testes que avaliem a eficácia e precisão do AL em modificar dinamicamente os parâmetros chaves da técnica, isto é, a variação da posição e velocidade das lâminas do MLC e da posição da gantry, como também a variação da taxa de dose. Não obstante, para que seja implementada esta técnica é necessário que já tenha sido avaliado o comportamento do AL nos testes fundamentais de implementação e QA de RE convencional e IMRT.

A par da evolução das técnicas de RE rotacionais, também surgem novos sistemas e equipamentos dosimétricos 3D, específicos para avaliar se AL consegue variar os parâmetros chaves das técnicas rotacionais e assim reproduzir as planimetrias elaboradas das técnicas de RE rotacionais. São equipamentos específicos para dosimetria rotacional que permitem avaliar a distribuição de dose 3D e efectuar uma comparação em termos de dose absoluta e relativa, entre a planimetria efectuada no TPS e o que efectivamente foi conseguido reproduzir no AL.

Neste trabalho realizou-se um estudo exaustivo de análise crítica referente à implementação da técnica VMAT. Após uma extensa compreensão das várias técnicas de RE, das especificidades dos vários componentes de um AL, dos vários equipamentos dosimétricos e da importância de garantir um rigor e precisão nos tratamentos efectuados,

foi possível definir uma abordagem em etapas, bem como estabelecer um conjunto de testes que visam assegurar a implementação da técnica VMAT em modo clínico. Estruturou-se então este trabalho em três etapas distintas. A primeira etapa, engloba um conjunto de testes que permitiram averiguar se AL se encontra dentro das especificações para a realização de técnicas convencionais e IMRT. É relevante esta avaliação pois apenas garantindo precisão e rigor nestas técnicas é possível avançar para técnicas mais avançadas como o VMAT. A etapa seguinte prendeu-se com uma pertinente avaliação das características dinâmicas dos componentes do AL que desempenham um papel relevante durante um tratamento de VMAT. Foram efectuados vários testes que asseguram a precisão no posicionamento das lâminas do MLC, da gantry e do diafragma. A terceira e última etapa focou-se na utilização dos equipamentos dosimétricos Delta4[®], ArcCHECK[®] e MatrixX[®] com MultiCube[®] para avaliar se o AL consegue reproduzir as planimetrias de VMAT elaboradas no TPS. Ainda nesta etapa estabeleceu-se uma primeira abordagem comparativa dos equipamentos Delta4[®] e ArcCHECK[®].

Os testes inicialmente efectuados permitiram averiguar que o AL se encontra dentro das especificações para a realização de técnicas convencionais. Não foi efectuada uma avaliação extensa, apenas os testes mais significativos, que permitem uma ligação com os testes da fase seguinte. Começou-se por efectuar um teste *Picket Fence* e uma análise qualitativa dos padrões obtidos que permitiu garantir precisão e estabilidade do MLC em modo dinâmico e a reprodutibilidade do espaçamento entre lâminas opostas. Avaliou-se a estabilidade do *output* com a variação da taxa de dose, das unidades de monitor e da rotação da gantry. Concluiu-se que posicionando a gantry a 90° e 270° o *output* tem uma variação máxima de 0,75% em relação ao *output* medido com a gantry a 0°, mas com a gantry a 180° a variação média do *output* aumentou para 2,01%, sendo este aumento justificado pela atenuação da mesa de tratamentos. Variando as MU o *output* teve uma variação média inferior a 0,14% em relação ao *output* medido com 100MU. A variação da taxa de dose não alterou o *output* mais que 0,11%, em relação ao *output* medido com 300MU/min. Avaliou-se que a transmissão das lâminas do MLC era 1,58%. Nesta fase verificou-se ainda a estabilidade do feixe, em termos de homogeneidade e simetria, durante irradiação em pequenos semi-arcs e variando a taxa de dose. Concluiu-se que a pequena alteração efectuada da angulação da gantry não resultou numa variação da homogeneidade nem simetria dos perfis de dose obtidos, tendo-se valores de simetria próximos de 101% e de homogeneidade inferiores a 105%. Para menores valores de taxa de dose, os feixes são ligeiramente menos simétricos e homogéneos.

Na fase seguinte, foram efectuados vários testes que pretendiam avaliar a resposta geométrica e dosimétrica do AL quando sujeito a etapas e condições adjacentes a técnicas

avanzadas, mais especificamente ao VMAT. Verificou-se a resposta dinâmica dos vários componentes (diafragmas, lâminas, gantry) através de um conjunto de testes que avaliavam os erros ocorridos no seu desempenho dinâmico. A análise dos erros e das respectivas tolerâncias indicou que o desempenho dinâmico dos diafragmas, gantry e lâminas está dentro das especificações para VMAT. Determinou-se ainda a velocidade nos movimentos de abertura e fecho das lâminas do MLC e verificou-se ser superior a 2cm/s. Verificou-se ainda, através do registo em ficheiros, que não ocorriam erros durante um VMAT. Existe um conjunto de testes dosimétricos que visam assegurar que a sincronização da variação da velocidade e posição das lâminas e da gantry se reproduz em termos de dose e que o feixe durante uma irradiação em VMAT é estável em termos de simetria. A realização destes testes não foi possível uma vez que os ficheiros necessários à sua realização ainda não foram disponibilizados por parte da *Elekta*.

No que respeita à utilização e comparação entre os equipamentos ArcCHECK® e Delta4® puderam reter-se alguns aspectos. Na utilização diária dos equipamentos, o ArcCHECK® apresenta algumas vantagens face ao Delta4®. Apenas utiliza um cabo (rede e alimentação em simultâneo) e não é necessário efectuar qualquer montagem de acessórios. No Delta4® é necessário efectuar várias ligações, entre alimentações e rede, e quando se efectua VMAT é necessário ainda colocar o sensor de angulação. No entanto, o Delta4® tem a vantagem de ter um sinal *trigger* do AL e, assim, entre irradiações na mesma planimetria, não contabiliza qualquer tipo de sinal. O software do ArcCHECK® também é mais intuitivo e fácil de utilizar que o apresentado pela *ScandiDOS*, embora tenha surgido alguns erros de reprodutibilidade do software do ArcCHECK® quando estava *offline*, isto é, quando não estava efectuada a ligação do software ao equipamento. Em ambos os programas não é possível efectuar uma comparação (em termos de dose absoluta) entre dois planos medidos. Em termos de calibração (absoluta e relativa) a calibração do ArcCHECK® é mais fácil e rápida de efectuar. O alinhamento com os lasers na sala de tratamentos também é mais fácil no ArcCHECK® do que no Delta4®. Toda esta comparação entre os dois equipamentos está a ser efectuada face à utilização diária dos equipamentos e facilidade de utilização. O mais correcto e que permite uma comparação mais real entre os equipamentos seria efectuar o conjunto de testes das várias fases apresentadas no tópico 8.4.1 *Testes dos equipamentos*. Assim, seria possível comparar os equipamentos com base na sua sensibilidade e dependência angular, dependência da dose e taxa dose, da profundidade, entre outros aspectos. Contudo, com o erro detectado na recta CT-ED, foi indirectamente efectuada um teste que permite avaliar a sensibilidade dos equipamentos em detectar erros vindos do TPS. Verificou-se então que, para este erro, o Delta4® apresentou maior sensibilidade para o detectar que o Delta4®. A conclusão mais

significativa em termos de objectivos da utilização destes equipamentos neste trabalho foi que o AL consegue reproduzir as planimetrias de VMAT calculadas no TPS, isto é, a variação da taxa de dose, da angulação da gantry e da velocidade e da posição das lâminas do MLC são reprodutíveis.

A comparação do QA de várias planimetrias com a MatrixX® no MultiCube® e com o ArcCHECK® permitiu assegurar uma vez mais que o AL consegue reproduzir as condições das planimetrias de VMAT calculadas no TPS. A MatrixX® no MultiCube® apresenta algumas limitações quando comparada com o ArcCHECK®. Apenas efectua a comparação em 2D e tem associado um conjunto de correcções necessárias à caracterização do MultiCube®. Já o ArcCHECK®, apresenta como principal desvantagem o facto de efectuar uma leitura superficial da distribuição de dose e não no centro. Constata-se então que estes dois equipamentos podem ser complementares e, numa fase inicial da actividade clínica, seria importante efectuar o QA de planimetrias de VMAT com os dois equipamentos. Desta forma, será possível garantir com mais certeza que a variação da taxa de dose, da angulação da gantry e da velocidade e da posição das lâminas do MLC para cada planimetria de VMAT são atingidas.

A realização deste trabalho contribuiu para uma melhor compreensão e conhecimento das técnicas de RE, das características dos AL, da especificidade da técnica VMAT e dos vários equipamentos dosimétricos, bem como da importância do rigor e precisão adjacentes a todas as etapas da implementação de uma técnica em RE. Foi possível definir e sistematizar a implementação do VMAT num método sequencial, tendo sido escolhidos os equipamentos e testes de maior relevância e importância a realizar em cada uma das fases. Com os resultados obtidos, quer nos testes gerais e específicos para VMAT quer na análise de planos de VMAT recorrendo ao ArcCHECK® e à MatrixX® no MultiCube® pode afirmar-se que o AL em estudo permite efectuar tratamentos de VMAT com rigor e precisão, podendo avançar-se para a prática clínica com VMAT.

6.7. Perspectivas Futuras

Após a realização do trabalho anteriormente descrito, das dúvidas e dificuldades que surgiram e dos conhecimentos adquiridos, é possível apresentar alguns tópicos como testes, tarefas, avaliações e estudos que seria interessante e pertinente efectuar num futuro breve.

- Realizar os testes dosimétricos que visam assegurar que a sincronização da variação da velocidade, da posição das lâminas e da gantry se reproduz em termos de dose e que o feixe durante uma irradiação em VMAT é estável em termos de simetria
 - Estabelecer protocolo de QA (diário, mensal/trimestral, anual) para VMAT
- É imprescindível que num serviço de radioterapia exista um protocolo de QA, onde são definidos os testes realizados diária, mensal, trimestral e anualmente que visam assegurar o correcto desempenho do AL, garantindo rigor e precisão nos tratamentos de RE realizados. Deve-se portanto adicionar aos testes de QA já definidos os testes específicos para VMAT.

6.1: Frequência e definição testes QA para VMAT

Teste	Frequência	Tolerância
Verificação <i>set-up</i> VMAT	Diária/semanal	Irradiação sem erros nem pausas
Simetria feixe durante um arco	Mensal	$\pm 1\%$ na direcção G-T a partir da simetria com a gantry estática a 0° $\pm 2\%$ na direcção A-B a partir da simetria com a gantry estática a 0°
VMAT com lâminas e diafragmas	Trimestral	Tolerâncias ainda a definir, uma vez que estes testes ainda não estão disponíveis.
VMAT apenas com lâminas	Trimestral	
VMAT apenas com diafragmas	Trimestral	

- Avaliar a influência dos parâmetros de cálculo inseridos no TPS Monaco no planeamento de um VMAT (área, pontos de controlo, variância, fluência...)
- É importante perceber a influência dos parâmetros de cálculo de uma planimetria de VMAT, se alteram significativamente a distribuição de dose, se tornam as planimetrias mais facilmente reproduzíveis para o AL. Pode ser utilizado o ArcCHECK® para efectuar este estudo.
- Efectuar os testes de validação do ArcCHECK®
- É necessário efectuar uma avaliação que permita validar o ArcCHECK®, que visa garantir que este não introduz erros nas medições que efectua e que satisfaz as necessidades e objectivos a que se destina. Esta avaliação prende-se essencialmente com as etapas descritas na secção 8.4.1 Testes dos equipamentos. Assim, seria possível avaliar a sua sensibilidade e dependência angular, dependência da dose e taxa dose, da profundidade, entre outros aspectos.

- Explorar os equipamentos MatrixX® no Gantry Holder® para QA de planimetrias de VMAT, comparando os resultados com os obtidos com o ArcCHECK® e com a MatrixX® no MultiCube.

Será interessante efectuar uma comparação mais exaustiva entre a avaliação efectuada pelo ArcCHECK®, pelo conjunto MatrixX® no MultiCube e pelo conjunto MatrixX® no Gantry Holder® no QA das planimetrias de VMAT.

BIBLIOGRAFIA

Bedford, J. L., Lee, Y., South, C., & Warrington, A. (2009). Evaluation of Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Physics in Medicine and Biology*, 54, pp. 167-176.

Bjork, P., Knoos, T., & Nilsson, P. (2004). Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. pp. 4493–4506.

Bortfeld, T., & Wedd, S. (2009). Single-Arc IMRT. *Phys. Med. Biol.*, 54 (9).

Carvalho, A. L. (2009). *Implementação de um sistema de dosimetria "in-vivo" em Radioterapia Externa – aplicação no cancro da mama*. Tese de Mestrado, Escola de Ciências, Universidade do Minho.

Clark, J. (s.d.). *Online courses: Medical Equipment Technology, Support and Management*. Obtido em Outubro de 2010, de Advanced Medical Equipment Systems, (Radiation Therapy): <http://its.uvm.edu/medtech/index.html>

Das, I. J., Cheng, C.-W., Watts, R. J., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X. A., et al. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. pp. 4186-4215.

Dosimetry, I. (2009). *OmniPro I'mRT User's Guide*. Schwarzenbruck, Germany.

Elekta. (2010). *VMAT Customer Acceptance Tests*.

Ezzell, G. A., Galvin, J. M., Low, D., Palta, J. M., Rosen, I., Sharpe, M. B., et al. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. pp. 2089–2115.

Feygelman, V., Zhang, G., Stevens, C., & Nelms, B. (2011). Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12 (2), pp. 146-168.

Galvin, J. M. (1999). The multileaf collimator - a complete guide. Philadelphia: AAPM Annual Meeting.

Geurts, M., Gonzalez, J., & Serrano-Ojeda, P. *Longitudinal study using a diode phantom for helical tomotherapy IMRT QA*. Caribbean Radiation Oncology Center.

Greene, D., & Williams, P. C. (1997). *Linear Accelerators for Radiation Therapy, Medical Science Series - Second Edition*. Taylor & Francis Group.

IAEA. (2000). *Technical Reports Series No. 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna.

IAEA. (2004). *Technical Reports Series No.430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Vienna.

IBA Dosimetry. (2009, Junho 25). *MatrixX Evolution System*. Retrieved Setembro 3, 2011, from http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/ressources/MatriXX-Evolution_01.pdf

ICRU. (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*.

Instituto de Radioterapia São Francisco. (s.d.). Obtido em 7 de Outubro de 2010, de <http://www.radioterapiamg.med.br/>

J. L. Bedford, A. P. (2009). Commissioning of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 73 (2), pp. 537-545.

Jayaraman, S., & Lanzl, L. H. (2004). *Clinical Radiotherapy Physics*. Springer.

Khan, F. M. (2003). *Physics of Radiation Therapy - Third Edition*. Lippincott Williams & Wilkins.

Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.-F., Simon, W., Dresser, S., et al. (2009). Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *AAPM*, pp. 4197-4212.

Ling, C., Zhang, P., Archambault, Y., Bocanek, J., Tang, G., & Losasso, T. (2008). Commissioning and quality assurance of Rapidarc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 72 (2).

Liu, C. (2008). Multileaf collimator characteristics and reliability requirements for IMRT Elekta system. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 71 (1), pp. S89–S92.

Lopes, M. d. (Janeiro de 2007). Um Século de Terapia com Radiação. *Gazeta de Física - Sociedade Portuguesa de Física*, 30, fascículo 1, pp. 14-29.

LoSasso, T. J. (2003). IMRT Delivery System QA. Memorial Sloan-Kettering Cancer Center. *AAPM Summer School*, (pp. 561-591). New York.

LoSasso, T., Chui, C.-S., & Ling, C. C. (1998). Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med. Phys.* 25, pp. 1919-1927.

Nath, R., Biggs, P. J., Bova, F. J., Ling, C. C., Purdy, J. A., Geijn, J. v., et al. (1994). AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators : Report of the TG-47 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med. Phys.* 21, pp. 1093-1121.

Palma, D., Verbakel, W. F., Otto, K., & Senan, S. (2010). New developments in arc radiation therapy: A review. *Cancer Treat Rev*.

Pinto, A. M. (2006). *Ensino da Física das Radiações através de Experiências Simples*. Tese de Doutoramento, Universidade de Lisboa - Faculdade de Ciências, Departamento de Física.

Platform, E. S. (2010). *Customer acceptance tests*.

Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology Physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA International Atomic Energy Agency.

Rodrigues, R. (s.d.). *Radioterapia e Oncologia*. Obtido em 3 de Outubro de 2010, de <http://ruirodrigues.net>

Sivakumar, S., Krishnamurthy, K., Davis, C., Ravichandran, R., Kannadhasan, S., Biunkumar, J., et al. (2008). Clinical implementation of dynamic intensity-modulated radiotherapy: Dosimetric aspects and initial experience. *J Med Phys.* , 32 (2), pp. 64-71.

Smith, F. A. (2000). *A Primer in Aplied Radiation Physics*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.

SunNuclear. (2011). *ArcCHECK Reference Guide - The Ultimate 4D QA Solution*.

SunNuclear. (2010). *Beneficit analysis: SunNuclear ArcCHECK*. Retrieved 7 19, 2010, from <http://www.sunnuclear.com/documents/1220B05102010.pdf>

SunNuclear. (n.d.). <http://www.sunnuclear.com/>. Retrieved Agosto 7, 2011, from <http://www.sunnuclear.com/documents/SunPointW03112010.pdf>.

SunNuclear. (2010). *SunPoint Diode Detectors*. Retrieved 8 12, 2011, from <http://www.sunnuclear.com/documents/SunPointW03112010.pdf>

Teixeira, N. J. (2002). *Parametrização e análise do rendimento de dose em profundidade com base num modelo semi-empírico*. Tese Doutoramento, FCT/UNL, Departamento de Física, Lisboa.

Van Esch, A., Bohsungb, J., Sorvaric, P., Tenhunenc, M., Paiuscod, M., Iorid, M., et al. (2002). Acceptance test and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiotherapy and Oncology* , 65, pp. 53–70.

Venencia, C. D., & Besa, P. (2004). Commissioning and quality assurance for intensity - modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: Experience of the Pontificia Universidad Católica de Chile. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* , 5 (3), pp. 37-54.

ANEXO

Segue-se um conjunto de *reports* de alguns QA efectuados com o ArcCHECK® e com a MatrixX com o MultiCube®.